

**UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO
COLEGIO DE CIENCIAS DE LA SALUD
FACULTAD DE ODONTOLOGIA**

**EVALUACIÓN IN VITRO DE LA EFICACIA DE DIFERENTES
LAMPARAS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN EN
RESTAURACIONES DE RESINAS, MEDIANTE PRUEBAS DE
MICROFILTRACIÓN**

KAREN ESTEFANIA ZAMBRANO PESANTEZ

Tesis de grado presentada como requisito para la obtención del título de
Odontóloga

TUTORA: ANA DEL CARMEN ARMAS VEGA Msc, PhD.

QUITO

Octubre de 2011

© Derechos de autor

Karen Estefania Zambrano Pesantez

2011

**UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO
COLEGIO DE CIENCIAS DE LA SALUD
FACULTAD DE ODONTOLOGIA**

HOJA DE APROBACIÓN DE TESIS

**EVALUACIÓN IN VITRO DE LA EFICACIA DE DIFERENTES
LAMPARAS DE FOTOPOLIMERIZACIÓN EN
RESTAURACIONES DE RESINAS, MEDIANTE PRUEBAS DE
MICROFILTRACIÓN**

KAREN ESTEFANIA ZAMBRANO PESANTEZ

Dra. Ana Armas
Tutora de Tesis

Dr. Enrique Terán
Director de la Tesis

Dra. Cristina Burbano
Miembro del Comité de Tesis

Dr. Santiago Bravomalo
Miembro del Comité de Tesis

Dra. Constanza Sánchez
Miembro del Comité de Tesis

Dr. Gonzalo Mantilla
Decano del Colegio de Ciencias
de la Salud

Cumbayá, Octubre de 2011

DEDICATORIA

Este trabajo de investigación se la dedico a Dios por guiar cada uno de los pasos que doy en mi vida, por ser mi fortaleza frente a los problemas y amarme de forma incondicional.

A mis queridos padres, ya que gracias a su esfuerzo, ejemplo y amor he podido culminar este gran sueño. Gracias por que son el pilar fundamental en mi vida.

A mis hermanos quienes fueron mis amigos y alcahuetes en todo momento, y siempre seguiremos siendo los mejores amigos.

A Hugo mi compañero de tantos años, con el que he compartido tantos momentos en los que me ha demostrado su gran amor.

AGRADECIMIENTOS

A mi familia que han sido mi apoyo incondicional

A la Dra. Anita Armas un agradecimiento especial no solo por guiarme en esta investigación, sino también por todos esos años de entrega incondicional hacia nosotros, siendo fundamental en nuestra instrucción.

A la empresa Soft TERATRONIC por su gran ayuda en la fabricación de mi maquina de termociclado.

Al departamento de Microscopias Electrónica de la Policía Judicial de Pichincha, especialmente al Teniente Cruz, quien nos brindo su completa ayuda en el análisis de las muestras al microscopio electrónico de barrido.

Al Doctor Fernando Sandoval quien gracias a su facultad nos ha brindado una educación de primera categoría.

A todos mis profesores quienes supieron compartir conmigo de forma desinteresada sus mejores conocimientos para así formar excelentes profesionales y personas.

A mis compañeros y amigos Robert Betancourt, Maricarmen Bucheli, Ana María Cabezas, Gabriela Miranda, Laura de Rosa, María José Donoso y Daniela Castillo a quienes tuve la oportunidad de conocerlas no solo como compañeras sino como las excelentes personas y profesionales que son.

A todo el personal de la Clínica Odontológica de la USFQ: Willy, Walter, Betty, Ibeth, Mónica, que me han prestado su ayuda durante todos estos años.

RESUMEN

El objetivo de este estudio in vitro fue comparar el grado de microfiltración marginal en restauraciones fotopolimerizadas con 3 diferentes lámparas, 2 de tipo LED (VALO, Bluephase) y una halógena. Se emplearon 60 dientes terceros molares humanos extraídos sanos. En cada pieza dental se confeccionaron dos cavidades tanto en la cara vestibular como lingual. Se dividió a los dientes en 12 grupos de manera aleatorias. Las muestras de 6 grupos utilizaron en el proceso de restauración como preparación previa de la estructura hipoclorito de sodio al 5.25%. En las muestras de los grupos restantes, utilizaron como preparación previa de la estructura clorhexidina al 2%. Se utilizó un sistema adhesivo de quinta generación One-Step (Bisco) en todos los grupos, conjuntamente con un grabado ácido total previo. Las cavidades fueron restauradas mediante técnica incremental con resina Aelite A1 (Bisco) y fotopolimerizadas con las lámparas en prueba. Una vez terminadas la mitad de los grupos fueron sometidos a 10.800 ciclos de termociclado sometiéndolos a cambios brusco de temperatura pero tolerables en la cavidad bucal. Posteriormente todos los grupos fueron sumergidos en azul de metileno por 24 horas. Finalmente los dientes fueron seccionados longitudinalmente para posterior análisis de microfiltración y observación de las muestras al Microscopio Electrónico de Barrido. Los resultados fueron sometidos a análisis estadísticos ANOVA demostrando menos valores de microfiltración cuando empleando hipoclorito de sodio no existieron diferencias significativas entre los 3 tipos de lámparas tras el termociclado. Sin embargo se demostró la mayor efectividad de la lámpara LED (Valo) en las muestras sometidas a análisis de forma inmediata.

Palabras claves: Lámpara Halógena, LED, Microfiltración, Fotopolimerización

ABSTRACT

The objective of this in vitro study was to compare the degree of marginal microleakage in restorations photopolymerized with 3 different lamps, LED type 2 (VALO, bluephase) and a halogen. We used 60 extracted human third molar teeth healthy. In each tooth two cavities were prepared in both buccal and lingual face. Teeth were divided into 12 groups randomly. The specimens of 6 groups used in the restoration process as prior preparation of the structure of sodium hypochlorite at 5.25%. In samples from the remaining groups, used in preparation of the structure after 2% chlorhexidine. It uses a fifth-generation adhesive One-Step (Bisco) in all groups, together with a previous total etching. The cavities were restored by incremental technique Aelite A1 resin (Bisco) and photopolymerized with lamps tested. Once completed half of the groups were subjected to 10,800 cycles of thermocycling subjecting them to sudden temperature changes but tolerable in the oral cavity. Subsequently all groups were immersed in methylene blue for 24 hours. Finally the teeth were sectioned longitudinally for further analysis and observation of micro samples Scanning Electron Microscope. The results were subjected to ANOVA statistical analysis showing less microleakage values when using sodium hypochlorite, no significant differences among the 3 types of lamps after thermocycling. However, it demonstrated the greater effectiveness of the LED (Valo) in samples subjected to analysis immediately.

Keywords: Halogen lamp, LED, Microfiltration, Light curing

TABLA DE CONTENIDO

	Página
Derechos de autor.....	III
Dedicatoria.....	IV
Agradecimientos.....	V
Resumen.....	VI
Abstract.....	VII
1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. MARCO TEÓRICO.....	4
2.1 Fotopolimerización.....	4
2.2 Espectro Electromagnético.....	5
2.3 Factores que intervienen en fotopolimerización.....	6
2.3.1 Factores del material.....	6
2.3.1.1 Fotoiniciadores.....	6
2.3.1.1.1 Canforoquinona.....	6
2.3.1.1.2 Fenilpropanodiona.....	7
2.3.1.2 Colores.....	7
2.3.1.3 Grosos de la capa de composite.....	7
2.3.1.4 Configuración de las paredes cavidad.....	8
2.3.2 Factores del foco de luz.....	9

2.3.2.1	Longitud de onda.....	9
2.3.2.2	Distancia.....	9
2.3.2.3	Intensidad.....	10
2.3.2.4	Tiempo de exposición	11
2.4	Fases de polimerización	12
2.4.1	Fase pre-gel.....	12
2.4.2	Punto gel.....	13
2.4.3	Fase post-gel.....	13
2.5	Tipos de polimerización.....	14
2.6	Tipos de lámparas.....	15
2.6.1	Lámparas Halógenas	16
2.6.2	L.E.D.....	18
2.7	Contracción de polimerización.....	20
2.8	Desproteínización.....	23
2.9	Desinfección.....	26
2.10	Microfiltración.....	27
3.	OBJETIVOS	29
4.	HIPÓTESIS	29
5.	MATERIALES Y MÉTODOS	30
5.1	Diseño del estudio.....	30
5.2	Muestra.....	30
5.2.1	Criterios de inclusión.....	30
5.2.2	Criterios de exclusión.....	30
5.3	Grupos de estudio.....	31
5.4	Métodología.....	36

5.4.1	Confección de la cavidad.....	36
5.4.2	Limpieza de la cavidad.....	37
5.4.3	Colocación de ácido.....	38
5.4.4	Colocación de sistema adhesivo.....	39
5.4.5	Colocación de resina.....	40
5.4.6	Fotopolimerización.....	40
5.4.7	Preparación de muestras previo termociclado.....	43
5.4.8	Proceso de Termociclado.....	44
5.4.9	Sección de piezas dentales.....	46
5.4.10	Evaluación del grado de microfiltración.....	47
5.4.11	Observación al MEB.....	48
6.	RESULTADOS	50
7.	DISCUSIÓN	74
8.	CONCLUSIONES	83
9.	RECOMENDACIONES	85
10.	BIBLIOGRAFÍA	86
11.	ANEXOS	92
1.	Tablas tiempos termociclado.....	92
2.	Tablas medición(mm) de microfiltración.....	93
3.	Fotografías.....	96

LISTA DE FIGURAS Y GRÁFICAS

Figura 1. Lámpara VALO (Ultradent).....	32
Figura 2. Lámpara BLUEPHASE (Ivoclar).....	33
Figura 3. Lámpara Litex 680A.....	34
Figura 4. Limpieza de superficies.....	36
Figura 5. Elaboración cavidades.....	37
Figura 6. Limpieza con HCL 5,25% y clorhexidina 2%.....	38
Figura 7. Colocación Ácido fosfórico 35%.....	38
Figura 8. Colocación Sistema Adhesivo.....	39
Figura 9. Colocación Resina compuesta.....	40
Figura 10. Medición con radiómetro lámpara BLUEPHASE.....	41
Figura 11. Medición con radiómetro lámpara VALO.....	41
Figura 12. Medición con radiómetro lámpara Litex 680A.....	42
Figura 13. Preparación previa a proceso de termociclado.....	43
Figura 14-15. Maquina de termociclado.....	44
Figura 16. Impermeabilización de muestras con esmalte de uñas.....	45
Figura 17. Muestras colocadas en azul de metileno.....	46
Figura 18. Sección de muestras.....	46
Figura 19. Medición de microfiltración.....	47
Figura 20. Colocación de las muestras previo ingreso al MEB.....	48
Figura 21. Microscopio Electrónico de Barrido.....	49
Figura 22. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara VALO en las que se uso HCL.....	67
Figura 23. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara VALO en las que se uso Clorexidina.....	68
Figura 24. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara BLUEPHASE en las que se uso HCL.....	68
Figura 25.. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara BLUEPHASE en las que se uso Clorexidina.....	69
Figura 26. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara LITEX 680A en las que se uso HCL.....	69
Figura 27. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara LITEX 680A en las que se uso Clorexidina.....	70
Figura 28. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara VALO en las que se uso HCL, sometidas a termociclado.....	71
Figura 29. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara VALO en las que se uso clorhexidina, sometidas a termociclado.....	71
Figura 30. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara BLUEPHASE en las que se uso HCL, sometidas a termociclado.....	72
Figura 31. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara BLUEPHASE en las que se uso Clorexidina, sometidas a termociclado.....	73
Figura 32. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara LITEX 680A en las que se uso HCL, sometidas a termociclado.....	73

Figura 33. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara LITEX 680A en las que se uso Clorexidina, sometidas a termociclado.....	74
Figura 34. Muestras con HCL (A) y clorhexidina (B). Fotopolimerizadas con lámpara Valo.....	97
Figura 35. Muestras con HCL (A) y clorhexidina (B). Fotopolimerizadas con lámpara Bluephase.....	97
Figura 36. Muestras con HCL (A) y clorhexidina (B). Fotopolimerizadas con lámpara Litex 680A.....	97
Figura 37. Muestras con HCL (A) y clorhexidina (B). Fotopolimerizadas con lámpara Valo. Termocicladas.....	98
Figura 38. Muestras con HCL (A) y clorhexidina (B). Fotopolimerizadas con lámpara Bluephase. Termocicladas.....	98
Figura 39. Muestras con HCL (A) y clorhexidina (B). Fotopolimerizadas con lámpara Litex 680A. Termocicladas.....	98
Grafica 1. Limite de significancia para microfiltración, sin termociclado, y con Hipoclorito (oclusal).....	50
Grafica 2. Limite de significancia para microfiltración, sin termociclado, con Hipoclorito (cervical).....	52
Grafico 3. Relación microfiltración oclusal y cervical entre lámpara halógena y LED usando HCL.....	53
Grafico 4. Efectividad entre la lámpara halógena y las LED usando HCL.....	54
Grafico 5. Limite de significancia para microfiltración, sin termociclado, con Clorhexidina (oclusal).....	54
Grafico 6. Limite de significancia para microfiltración, sin termociclado, con Clorhexidina (cervical).....	56
Grafico 7. Relación microfiltración oclusal y cervical entre lámpara halógena y LED usando clorhexidina.....	58
Grafico 8. Efectividad entre la lámpara halógena y las LED usando clorhexidina.....	58
Grafico 9. Limite de significancia para microfiltración, con termociclado, con Hipoclorito (oclusal).....	59
Grafico 10. Limite de significancia para microfiltración, con termociclado, con Hipoclorito (cervical).....	61
Grafico 11. Relación microfiltración oclusal y cervical entre lámpara halógena y LED usando HCL sometidas a termociclado.....	62
Grafico 12. Efectividad entre la lámpara halógena y las LED usando HCL sometidas a termociclado.....	62
Grafico 13. Limite de significancia para microfiltración, con termociclado, con clorhexidina (oclusal).....	63
Grafico 14. Limite de significancia para microfiltración, con termociclado, con clorhexidina (cervical).....	65
Grafico 15. Relación microfiltración oclusal y cervical entre lámpara halógena y LED usando clorhexidina sometidas a termociclado.....	66
Grafico 16. Efectividad entre la lámpara halógena y las LED usando clorhexidina sometidas a termociclado.....	66

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Análisis de varianzas para microfiltración, sin termociclado, y con Hipoclorito (oclusal).....	50
Tabla 2. Promedios Duncan microfiltración, sin termociclado, y con Hipoclorito (oclusal).....	51
Tabla 3. Grupos de comparación microfiltración, sin termociclado, y con Hipoclorito (oclusal).....	51
Tabla 4. Análisis de varianzas para microfiltración, sin termociclado, con Hipoclorito (cervical).....	52
Tabla 5. Promedios Duncan microfiltración, sin termociclado, y con Hipoclorito (cervical).....	53
Tabla 6. Grupos de comparación microfiltración, sin termociclado, y con Hipoclorito (cervical).....	53
Tabla 7. Análisis de varianzas para microfiltración, sin termociclado, con Clorexidina (oclusal).....	54
Tabla 8. Promedios Duncan microfiltración, sin termociclado, y con Clorhexidina (oclusal).....	55
Tabla 9. Grupos de comparación microfiltración, sin termociclado, y con Clorhexidina (oclusal).....	55
Tabla 10. Análisis de varianzas para microfiltración, sin termociclado, con Clorexidina (cervical).....	56
Tabla 11. Promedios Duncan microfiltración, sin termociclado, y con Clorhexidina (cervical).....	57
Tabla 12. Grupos de comparación microfiltración, sin termociclado, y con Clorhexidina (cervical).....	57
Tabla 13. Análisis de varianzas para microfiltración, con termociclado, con Hipoclorito (oclusal).....	59
Tabla 14. Promedios Duncan para microfiltración, con termociclado, con Hipoclorito (oclusal).....	60
Tabla 15. Grupos de comparación para microfiltración, con termociclado, con Hipoclorito (oclusal).....	60
Tabla 16. Análisis de varianzas para microfiltración, con termociclado, con Hipoclorito (cervical).....	60
Tabla 17. Promedios Duncan para microfiltración, con termociclado, con Hipoclorito (cervical).....	61
Tabla 18. Grupos de comparación para microfiltración, con termociclado, con Hipoclorito (cervical).....	61
Tabla 19. Análisis de varianzas para microfiltración, con termociclado, con clorhexidina (oclusal).....	63
Tabla 20. Promedios Duncan para microfiltración, con termociclado, con clorhexidina (oclusal).....	64
Tabla 21. Grupos de comparación para microfiltración, con termociclado, con clorhexidina (oclusal).....	64
Tabla 22. Análisis de varianzas para microfiltración, con termociclado, con clorhexidina (cervical).....	65
Tabla 23. Promedios Duncan para microfiltración, con termociclado, con clorhexidina (cervical).....	65

Tabla 24. Grupos de comparación para microfiltración, con termociclado, con clorhexidina (cervical).....	66
Tabla 25. Tabla de tiempos de termociclado.....	92
Tabla 26. Medición en mm de microfiltración en restauraciones con HCL fotopolimerizados con VALO.....	93
Tabla 27. Medición en mm de microfiltración en restauraciones con clorhexidina fotopolimerizados con VALO.....	93
Tabla 28. Medición en mm de microfiltración en restauraciones con HCL fotopolimerizados con BLUEPHASE.....	93
Tabla 29. Medición en mm de microfiltración en restauraciones con HCL clorhexidina con BLUEPHASE.....	93
Tabla 30. Medición en mm de microfiltración en restauraciones con HCL fotopolimerizados con LITEX 680A.....	94
Tabla 31. Medición en mm de microfiltración en restauraciones con HCL clorhexidina con LITEX 680A.....	94
Tabla 32. Medición en mm de microfiltración en restauraciones con HCL fotopolimerizados con VALO, termocicladas.....	94
Tabla 33. Medición en mm de microfiltración en restauraciones con clorhexidina fotopolimerizados con VALO, termocicladas.....	94
Tabla 34. Medición en mm de microfiltración en restauraciones con HCL fotopolimerizados con BLUEPHASE, termociclados.....	95
Tabla 35. Medición en mm de microfiltración en restauraciones con clorhexidina fotopolimerizados con BLUEPHASE, termociclados.....	95
Tabla 36. Medición en mm de microfiltración en restauraciones con HCL fotopolimerizados con LITEX 680A, termocicladas.....	95
Tabla 37. Medición en mm de microfiltración en restauraciones con clorhexidina fotopolimerizados con LITEX 680A, termocicladas.....	95

1. INTRODUCCIÓN

Debido al gran desarrollo en la odontología moderna, tanto en los materiales dentales empleados, como en los métodos de aplicación usados, se ha visto inevitable el lanzamiento al mercado de diferentes tipos de lámparas de fotopolimerización, buscando mayor eficacia, menor contracción del material, y la disminución del tiempo en los procedimientos odontológicos. Haciéndose necesario la recopilación de las diferentes especificaciones de las fuentes de luz existentes.

Las reacciones que inducían la polimerización de las resinas, eran activadas por catalizadores químicos; actualmente estos fueron reemplazados por emisores de luz que actúan sobre la canforoquina, fenilpropanodiona y en ocasiones lucerina, el fotoiniciador presente en las resinas, que estimulan la producción de radicales libres en aminoras terciarias parte de su composición. Siendo los responsables de la polimerización y endurecimiento de los materiales de restauración.

Según Lutz y cols., 1984; Lutz y cols., 1986; Ruyte 1985, las principales ventajas reflejadas en los composites con la activación por medio de la luz, son una estructura libre de poros, la homogeneidad de la activación (mejores características físico-químicas y resistencia al desgaste) y la posibilidad de una aplicación en múltiples capas mejorando su adaptación y estética.

Las primeras unidades de fotocurado se introdujeron en el mercado hace 33 años con la luz ultravioleta, que poco tiempo después fue retirada por pobres resultados pero sobre todo por falta de biocompatibilidad, riesgo de dermatosis o lesión ocular, escasa capacidad de penetración y lentitud de polimerización. Quienes

las sustituyeron fueron fuentes de luz visibles entre 400-500nm denominadas lámpara de luz halógenas. Las cuales han sufrido una escasa evolución cualitativa durante este período, enfocándose las investigaciones, a las mejoras en cuanto la composición química de los materiales fotocurables (Gumbau, 2003).

Con el pasar de los años, nuevos aparatos han sido desarrollados con el objetivo de mejorar la eficacia de la fotopolimerización, ya que una polimerización adecuada está basada en la intensidad de la fuente de luz, longitud de onda emitida y el tiempo de radiación. De esta manera se incluyó en el mercado a las lámparas LED (luz de emisión de diodos) como una mejor opción.

En 1995 nació una propuesta innovadora mediante luz de emisión de diodos LED, en la que uniones de semiconductores son utilizados para generar luz; además generan menos calor y gastan poca energía. Las lámparas LED poseen una intensidad de onda de 400 a 500nm, rango muy próximo a la absorción de los fotoiniciadores presentes en los composite.

Existen otros factores a tomarse en cuenta que pueden interferir en la calidad de la polimerización de los composites, como el tiempo de exposición, color de la resina, tipo de resina, calidad de luz emitida y localización de la luz. Según la literatura las variaciones que se dan en la calidad de las restauraciones dependerán en un alto porcentaje de la distancia existente entre la fuente de luz y la superficie de la resina.

El objetivo de este estudio fue evaluar el grado de microfiltración en restauraciones de resina compuesta que fueron preparadas sus estructuras previa

restauración, con hipoclorito de sodio al 2.5% y clorhexidina al 2%. El proceso de fotopolimerización de cada restauración fue realizado con diferentes lámparas que se probaron en el estudio (Halógena y LED).

2. MARCO TEÓRICO

2.1 FOTOPOLIMERIZACIÓN

Según Sánchez y Espías 2002, tanto los materiales restauradores como los sistemas de adhesión están en constante evolución. La fotopolimerización consiste en la unión química de los monómeros para obtener moléculas de alto peso molecular denominadas polímeros. Los composites en cuya composición se encuentra una matriz orgánica con diferentes monómeros (diluyentes, agentes de enlace con el relleno inorgánico, inhibidores de la polimerización, estabilizadores de la radiación ultravioleta, e iniciadores de la polimerización) y un relleno inorgánico que les confiere las propiedades físicas determinantes para ser usados como materiales de restauración. Para que se de la fotopolimerización es necesario que el iniciador genere radicales libres, para ello deben ser activados por otro agente que, en el caso de los materiales fotopolimerizables, será la luz a un espectro electromagnético determinado.

Por medio de una fuente lumínica se excita el fotoiniciador, que corresponde a la canforquinona, PPH, lucerina y una alfa dicetona. Esta dicetona activada, interacciona con un agente reductor que corresponde a una amina terciaria alifática. Al juntarse ambas se inicia una reacción de radical libre. Este radical libre es una molécula extremadamente reactiva, con un electrón libre en su región externa que busca formar un enlace covalente (Sepúlveda, 2005).

Este radical libre reaccionará con el monómero que posee un enlace doble de carbono ($C=C$), dando inicio a la reacción de polimerización. De esta forma comienza la reacción en cadena, en la cual el enlace doble de carbono reacciona con el radical libre, dejando un electrón disponible para reaccionar con otro enlace

doble de carbono. La reacción de polimerización solo terminará cuando dos radicales complejos estén próximos (Sepúlveda, 2005).

Para la elección de una lámpara el profesional debe analizar una serie de factores: como la potencia que se brinda, si posee características de manipulación adecuados en cuanto a confort y eficacia, si la unidad cuenta con cable o no, junto con otras características, que son de gran importancia para el éxito de una restauración (Barrancos, 2006).

2.1 ESPECTRO ELECTROMAGNÉTICO

El espectro de las radiaciones electromagnéticas, comienza con valores inferiores al nanómetro, con los rayos cósmicos y se extiende hasta valores superiores al metro como las ondas de radio o televisión. Entre ambos extremos se encuentra el espectro de la llamada luz visible. Su rango está entre los 400 y 700 nm aproximadamente, con las radiaciones que se perciben como violetas en el límite inferior y las rojas en el superior. En odontología la radiación a emplear debe reunir ciertas características, como el no tener una longitud de onda reducida (ultravioleta), ya que estas no son biocompatibles (Koellensperger, 2003).

Según Peralta 2004, las radiaciones de muy larga longitud de onda, como las infrarrojas y aun las rojas, son absorbidas significativamente por el agua y las sustancias que la contienen como los tejidos vitales, produciendo una elevación de la temperatura que puede no ser compatible con la salud de los tejidos.

2.3 FACTORES QUE INTERVIENE EN LA FOTOPOLIMERIZACIÓN

2.3.1 FACTORES DEL MATERIAL

2.3.1.1 Fotoiniciadores

En los materiales odontológicos de restauración principalmente encontramos en su composición como fotoiniciador a la canforoquinona y en ciertos materiales se pueden encontrar como fotoiniciadores PPD(1-fenil-1,2-propandiona). Como acelerador de la iniciación suelen añadirse aminas las cuales tienen una gran afinidad por los fotoiniciadores (Sánchez y Espías 2002).

2.3.1.1.1 Canforoquinona

La canforoquinona (CQ) se activa en un rango de entre 400 y 500nm, siendo su pico de máxima activación los 468nm. La canforoquinona es exclusivamente usada como un fotoiniciador. Es una sustancia amarillenta capaz de absorber luz en la región azul del espectro de luz visible (400-500nm), cuya absorción máxima se encuentra entre 465 y 575nm. Las resinas pueden presentar un contenido de canforoquinona del 0,15-0,20%. Es importante señalar que al aumentar la proporción de fotoiniciador no se consigue una mayor profundidad de polimerización ni un mayor grado de conversión (Mallat, 2005).

Según Burtscher 2007, los composites fotopolimerizables siempre tienen un color amarillento debido a que la canforoquinona no se desintegra en su totalidad después de la polimerización. Esta coloración no afecta a la restauración, sin embargo si se desea restaurar dientes sometidos a blanqueamiento, se deberá utilizar composites con bajo nivel de canforoquinona.

2.3.1.1.2 Fenilpropanodiona

El PPD se activa entre 400 y 450nm y su pico de máxima absorción está en los 410nm. Este fotoiniciador consigue por si solo un grado de conversión parecido al de la canforoquinona, al trabajar juntos ambos fotoiniciadores actúan sinérgicamente produciendo una reacción de fotoactivación mucho más efectiva. Principalmente los PPD se utilizan en adhesivos monocomponentes y en los composites de tonos esmalte o translúcido (Keogh 2001).

2.3.1.2 Colores

Entre más oscuro sea el color de los composites, mayor será el numero de pigmentos más opacos que ocasionan fenómenos de dispersión de la luz, por lo que necesitan de un mayor tiempo de aplicación de luz para conseguir una correcta fotopolimerización (Sánchez y Espias 2002).

Según Keogh 2001, los tonos claros permiten una fotoactivación más fácil que los oscuros, pero no representan una diferencia significativa en el resultado clínico de la restauración. Estos tonos oscuros sólo requieren más tiempo de exposición.

2.3.1.3 Grosor de la capa de composite

Se recomienda que el grosor máximo de cada capa de composite no deba exceder los 2mm. Este aspecto no está motivado por el grado de polimerización, sino porque a mayor grosor de la capa más contracción de polimerización se producirá, lo que puede ocasionar despegamientos de la capa adhesiva con la correspondiente implicación clínica. (Sánchez 2002)

Un menor grosor permite una mejor fotoactivación, aunque algunos composites tienen mayor sensibilidad permitiendo grosores de 3 mm, dependiendo

del protocolo de fotoactivación empleado. En esta situación, el 50% de la energía lumínica alcanzará 0,5mm, un 25% llega a 1mm de profundidad, 9% a 2mm y un 3% a 3mm (Keogh 2001).

2.3.1.4 Configuración de las paredes cavitarias

Según Kanca y cols. 1999, la relación entre paredes cavitarias libres y adheridas del composite afectan directamente a la liberación de tensiones. Esto quiere decir que las restauraciones en Clases I y V son las que mayor tensión generan. Por otro lado el módulo de elasticidad del composite es muy importante.

El factor de configuración cavitaria, el cual analiza la proporción entre el número de superficies adheridas, también denominado factor C, tiene una importante contribución en la contracción de polimerización. Cuanto menor sea el número de superficies libres, menor será la capacidad de la resina de escurrir y liberar estrés, haciendo desfavorable la unión de la resina al diente. La resina compuesta se puede unir a dos o más paredes, limitando su capacidad de escurrimiento, aumentando de esa manera, el estrés en las superficies adheridas (Nagem y cols., 2007).

Keogh 2001, mencionó la importancia de la configuración cavitaria y relató que en la mayoría de las situaciones clínicas la compensación del estrés por el escurrimiento de la resina no es suficiente para preservar la unión de la dentina a los agentes adhesivos, una vez que esta adhesión depende, entre otros factores, de la configuración tridimensional de la cavidad.

Según Nagem y cols. 2007, restaurándose la cavidad por la técnica incremental, se reduce el efecto del factor C y, de la misma manera, la utilización de un buen adhesivo dentinario puede optimizar el sellado marginal, contraponiéndose a los efectos de la contracción de polimerización.

2.3.2 FACTORES DEL FOCO DE LUZ

2.3.2.1 Longitud de Onda

La longitud de onda para activar la mayor parte de las canforoquinonas que se usan en la actualidad oscila entre 440 y 490nm. Por otro lado existen resinas que precisan longitudes de onda diferentes, lo que hace que algunas de las nuevas tecnologías en lámparas sean poco eficaces con algunos composites. Da la sensación de que la tecnología de los emisores de luz va más adelantada que la de los mismos materiales de obturación, haciendo imprescindible el conocimiento del material para la selección de una lámpara acorde con las características que precisamos. El no tener en cuenta este aspecto puede hacer que las propiedades físicas y mecánicas del producto polimerizado no sean las idóneas para el resultado clínico que esperamos obtener (Hoffmann, 2002).

2.3.2.2 Distancia

La efectividad de la radiación lumínica es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia. Este hecho implica que pequeñas variaciones en la distancia entre el foco de luz y el material implican grandes pérdidas en la intensidad. Por lo tanto la punta de la guía de luz deberá estar lo más próxima a la superficie del material restaurador, para facilitar la penetración de los fotones para la fotoactivación (Versluis 1999).

Según Keogh 2001, cuanto más cerca esté la fuente de luz del composite mejor penetrabilidad tendrán los fotones para la fotoactivación. El empleo de una punta de 2mm de diámetro puede facilitar la fotoactivación, pero incide sobre una pequeña cantidad de superficie del composite.

Estos resultados están de acuerdo con los de Correr y cols. 2000 así como con los de Caldas y cols. 2003, quienes afirmaron que la polimerización de la resina compuesta depende en gran medida de la distancia desde la punta de fotocurado, determinando que restauraciones realizadas a 2mm de distancia tienen mayor fuerza y menor microfiltración.

2.3.2.3 Intensidad

Según Sánchez y Espías en 2002, una lámpara para fotopolimerización como requerimiento mínimo debe poseer una intensidad de 350-400mW/cm². Cualquier descenso de la intensidad por debajo de estos valores nos hará sospechar de algún tipo de defecto en la fuente de luz por lo que es de gran importancia la tenencia de radiómetro, que nos permita mantener los niveles óptimos del aparato.

La intensidad de la luz puede ser variable y su acción dependerá del tiempo de exposición, para conseguir que lleguen los fotones lo más profundo posible para que haya fotoactivación (Keogh 2001).

Unterbronk y Muessner 1995, estudiaron la influencia de la luz en los composites restaurados en relación a las propiedades de contracción de polimerización, concluyendo que la alta intensidad de luz reduce la calidad del margen de las restauraciones.

Cuanto mayor sea la intensidad de la luz, mayor será el número de fotones presentes, y cuanto mayor sea el número de fotones presentes, mayor será el número de moléculas de fotoiniciador que serán excitadas. Por lo tanto, mientras mayor sea la intensidad de luz, mayor será la extensión de la polimerización de la resina compuesta (Villaroel, 2003).

2.3.2.4 Tiempo de exposición

El tiempo de exposición dependerá del tipo de fuente de luz que se use. Las lámparas halógenas actuales deben ser de 40 segundos por capa. Si bien hay composites que se polimerizan bien en 20 segundos, es posible que en ciertos momentos nos separemos de la superficie del material, lo que ocasionaría una disminución de la intensidad efectiva. Si aplicamos la luz 40 segundos por capa estamos compensando este posible suceso. En lo que se refiere a fuentes de luz tipo plasma, láser y LED consiguen la polimerización en menos tiempo. Sin embargo se ha demostrado que la velocidad de polimerización no es directamente proporcional a la intensidad de la luz. Si doblamos la intensidad de la lámpara, por ejemplo de 400 a 800mW/cm² no disminuiríamos el tiempo de polimerización a la mitad, sino que lo haremos un 1,44 más rápido, es decir que pasaremos de necesitar 40 segundos a 400mW/cm² a 27 segundos por capa al doblar la intensidad (Sánchez y Espías 2002).

Rueggeberg y cols. 1994, investigaron la interdependencia entre el tiempo de exposición y la intensidad de la fuente de luz en los composites en varias profundidades. Se utilizaron resinas híbridas y microparticulada a las que se evaluaron intensidades de entre 800, 578, 400 y 233mW/cm². Los cuerpos estudiados fueron fotopolimerizados por 20, 40, 60 y 80 segundos. Los autores concluyeron que con el aumento de profundidad hay una disminución drástica de polimerización; observándose que 60 segundos de exposición es recomendado para una polimerización uniforme.

2.4 FASES DE LA POLIMERIZACIÓN

Al incidir los fotones sobre el fotoiniciador, los grupos funcionales los absorben, entrando en un estado de excitación y chocando con las aminas presentes en el medio, originando un intercambio de electrones, que da lugar a la formación de un radical libre. Este radical libre energético busca establecer un enlace covalente con el monómero formando un complejo monómero-radical que prosigue la reacción o fase de propagación. La reacción terminará mediante los mecanismos característicos de la fase de terminación. Cabe señalar que todas estas reacciones son químicas y que continúan una vez apagada la luz (Rueggeberg, 1999).

Según Keogh 2001, la mayor parte de los monómeros remanentes, que no participan directamente en la polimerización, quedan unidos mediante enlaces covalentes a la cadena de polímeros mientras que una pequeña cantidad de monómeros permanecen libres y pueden salir de la restauración.

2.4.1 Fase pre-gel

El proceso de polimerización es complejo y envuelve numerosos pasos. Al principio, se forman cadenas poliméricas lineales, las cuales se van ramificando, formando cadenas cruzadas entre las cadenas lineales, constituyendo una verdadera red polimérica. A medida en que las cadenas poliméricas van aumentando en tamaño, aumentan también su peso molecular y su dureza. La fase de pre-gel forma cadenas de polímeros flexibles y este composite presenta un estado gomoso, en donde no se transmiten las tensiones a la interfase diente-resina

composite. Las tensiones o estrés que se generan son acomodadas fácilmente por este composite gomoso gracias a su fluidez (Versluis, 1999).

Según Villaroel y cols. 2004, en sus estudios concluyeron que en las resinas fotopolimerizables el proceso de contracción ocurre de forma diferente, prácticamente no existe fase pre-gel, pasando rápidamente de un estado menos viscoso (pre-gel) a uno más rígido (pos-gel).

2.4.2 Punto gel

Durante el proceso de fotopolimerización la resina pasa del estado fluido al estado viscoso, entre estos dos existe un punto donde la consistencia cambia de un estado para otro conocido como punto gel. En este momento la resina adquiere un alto módulo de elasticidad perdiendo la capacidad de escurrir, acompañado de la aproximación de los monómeros y transferencia de estrés hacia la interfase diente-restauración (Mondelli y cols., 2002).

2.4.3 Fase post- gel

Según Keogh 2001, una vez iniciada la fase de post-gel, las tensiones que se originan se transmiten directamente a la interfase diente-adhesivo a través del composite, originando posiblemente fracasos en la unión del composite al diente, originando los efectos indeseables.

La contracción volumétrica depende mayormente de la matriz orgánica y, dentro de ella, del número de reacciones que se produzcan, aumentando el grado de conversión y disminuyendo el incremento del peso molecular de los monómeros (Hérvás, 2005).

2.5 TIPOS DE POLIMERIZACIÓN

Para facilitar una fotoactivación adecuada fueron lanzados al mercado aparatos de fotopolimerización que permiten alternar la intensidad de la fuente de luz, de manera que presentan diferentes técnicas de fotoactivación, existiendo:

- **Stepped (Por Pasos):** en el cual se aplica un bajo valor inicial de intensidad de luz, por un período determinado, e inmediatamente después, un alto valor de intensidad de luz es utilizado por un período más de tiempo específico.

Cuando se utiliza una baja intensidad de luz al inicio de la fotopolimerización, un menor número de radicales libres serán activados, reduciendo o limitando la cantidad de grupos de monómeros de metacrilatos que serán convertidos en polímeros, haciendo que la reacción de polimerización sea realizada más lentamente. Esto permite el alivio del estrés debido al escurrimiento de las moléculas por las superficies no adheridas cuando se acompaña con una técnica incremental (Hérvás, 2005).

- **Ramped (Rampa):** la fotoactivación se inicia con un bajo valor de intensidad de luz, la cual, gradualmente, va aumentando por un período definido hasta llegar en un alto valor final, el cual permanece por el tiempo restante de la exposición.

Se ha demostrado que realizando una polimerización gradual, iniciando la fotoactivación de la resina compuesta con menor intensidad de luz, seguida por una fotoactivación final con mayor intensidad, se logra una mejoría en la adaptación marginal preservándose las propiedades mecánicas del material (Villaruel, 2003).

- **Pulsed (Pulso):** utiliza un bajo nivel inicial de intensidad de luz por un período específico para permitir la polimerización de la superficie. Se recomienda que se guarde espera por 3 a 5 minutos, mientras el proceso de polimerización interna es dejado ocurrir lentamente (Rueggeberg, 1999; Friedman Et Al., 1999; Resin Polymerization, 2000).

Christense y cols. 1999, relataron que el estrés de contracción de polimerización puede ser minimizado prolongando la fase pre-gel de la resina compuesta a través del uso de bajas intensidades de luz en el inicio del proceso, seguida de una fotoactivación de alta intensidad. Ese proceso mejoraría la integridad marginal de las resinas compuestas por disminución de las fuerzas generadas en la interfase diente-restauración.

2.6 TIPOS DE LAMPARAS

A partir de los años 70 comienza un intento por tener control sobre los tiempos de polimerización de las resinas compuestas por medio de sistemas físicos, con la utilización de las Lámparas de Luz Ultravioleta. Éste rápidamente fue descartado, pero sirvió como puerta de entrada a todo un sistema de polimerización por luz que fue introducido posteriormente y que domina gran parte del uso de los materiales resinosos en odontología (Lanata y cols., 2003).

Según Hérvás 2005, la industria trata de encontrar fuentes de luz que permitan la máxima conversión con el mínimo estrés de polimerización, ya que ello contribuirá a la mejora de los resultados estéticos y funcionales de los materiales compuestos; el uso de lámparas (tanto halógenas, convencionales o de alta den-

sidad de potencia, como LEDs) que ofrecen un incremento gradual de la intensidad lumínica es muy útil para disminuir la contracción volumétrica del composite

Existen diferentes opciones a la hora de adquirir una fuente de fotopolimerización, por lo que es importante tener un conocimiento general de sus características y la compatibilidad con los materiales restauradores y sistemas adhesivos.

2.6.1 LUZ HALOGENA

Según Rovira 2006, este tipo de lámpara consiste en un filtro de 100nm de banda, que oscila entre los 400 y 500nm. Su funcionamiento y producción de luz se basa en objetos calientes que emiten radiación electromagnética. La lámpara halógena presenta un foco constituido por un filamento de cuarzo-tungsteno delgado, que actúa como una resistencia al paso de corriente que produce calor. Un filamento calentado hasta aproximadamente 1000°C emite energía en forma de radiación infrarroja (longitud de onda larga). Cuando la temperatura es aumentada a un rango entre 2000 y 3000°C, una porción significativa de la radiación es emitida en el espectro de luz visible (longitud de onda corta). El incremento gradual de la temperatura aumenta la porción de intensidad de la longitud de onda corta de radiación, incluyendo la longitud de onda en el rango de luz azul.

Para producir la luz azul necesaria para la polimerización de las resinas compuestas los filamentos de las ampollitas emisoras de luz utilizadas en las lámparas halógenas deben ser calentadas a muy altas temperaturas, razón por la cual traen incorporado en su estructura un ventilador mecánico. Estas lámparas halógenas emiten un amplio rango de longitud de onda cubriendo una gran parte del

espectro, lo cual resulta en la producción de una luz blanca. Gracias a la presencia de un filtro, sólo se deja pasar al conductor la luz azul visible (3M ESPE, 2004).

El espectro de emisión de esta lámpara es de 360 a 500nm, con un pico energético de 460nm. Sin embargo en función de su potencia lumínica podemos encontrar desde lámparas de luz halógena convencionales con una potencia de entre 350-700mW/cm²; hasta halógenas de alta densidad de potencia dada entre 700 a 1700mW/cm² (Gumbau, 2003).

Tienen el inconveniente de su bajo rendimiento, ya que con el filtro se pierde mucha radiación; la generación de calor; la disminución de potencia de la lámpara y la necesidad de filtro y ventilador. Todo esto hace que las lámparas halógenas requieran mucho mantenimiento (Abalos y cols., 2005).

Su espectro de emisión de luz es próximo a la curva de absorción de la canforoquinona y también es sensible al fotoniciador propandiona (Hammesfahr y cols., 2002), lo que constituye una de sus ventajas así como afirma Rovira 2006, es un aparato que ya ha sido sometido a diferentes tipos de investigaciones, donde se han obtenido valores estandarizados para una mejor fotoactivación de las resinas. De igual manera son de bajo costo.

Sin embargo la inadecuada intensidad de luz, que puede darse por fluctuación de voltaje, el deterioro de los filtros, contaminación del patrón de la luz, o efectos nocivos de los procedimientos de desinfección de la unidad (Craford y cols., 2001), constituyendo una de sus desventajas así como la emisión alta de luz infraroja

generando mucho calor, por lo que requiere refrigeración (Hammesfahr y cols., 2002).

2.6.2 LED

Gumbau 2003, afirma que las lámparas LED constituyen el tipo de lámparas de fotopolimerización de tecnología reciente. Las LED son de tipo luminiscente que utilizan determinados materiales semiconductores que poseen la propiedad de polarizarse al ser atravesados por la corriente eléctrica, emitiendo energía óptica en forma de luz visible.

Las lámparas LED o luz emitida por diodos no producen una luz visible por el calentamiento de filamentos mecánicos, presentan un efecto mecánico cuántico. Las LED se basan en la combinación de 2 diferentes semiconductores n-doped (carga y lubricación negativa) y p-doped (carga y lubricación positiva). Los semiconductores n-doped tienen un exceso de electrones y los semiconductores p-doped tienen una necesidad de electrones. Cuando ambos semiconductores son combinados y un voltaje es amplio, los electrones del material n-doped y los agujeros del p-doped son conectados. Generando luz con una específica longitud de onda (Fan y cols., 2002).

El color de la luz emitida (longitud de onda) depende del tipo de los semiconductores utilizados en la confección de las lámparas, es así que en las lámparas de fotopolimerización se usan varios LED de entre 7 a 21 diodos de semiconductor SiC o InGaN, ordenados en círculos concéntricos que emiten una luz azul de 450 a 480nm, con un pico en los 470nm y potencia lumínica en torno a 400mW/cm^2 (Kurachi, 2001).

Uhl y cols. 2004, relatan que las primeras generaciones de lámparas LED tenían un poder relativamente bajo y no funcionaban tan bien como una lámpara halógena, teniendo una intensidad de $150\text{-}350\text{mW/cm}^2$ y funcionaban sin ventilador. La segunda generación de LED tenían un gran poder de salida, pero su rango espectral fue todavía limitado comparado con un lámpara halógena.

Los aparatos LED de alto rendimiento necesitan un enfriamiento sumamente eficaz, ya que los circuitos LED se calientan excesivamente durante su funcionamiento. De este modo no se puede llamar a la luz LED como luz fría. A medida que la energía absorbida es transformada en calor las lámparas LED de alto rendimiento generan un calor considerable (Burtscher, 2007)

Según Carpio en el 2005 podemos enumerar algunas ventajas de las LED frente a las lámparas de luz halógena, entre las que figuran: son de pequeño tamaño y diseño ergonómico; se caracterizan por ser silenciosas ya que el tipo de bombilla no requiere refrigeración; poseen mayor durabilidad el equipo; permiten facilidad de limpieza y desinfección por la carencia de ranuras para su ventilación; tienen bajo consumo de energía; mayor control sobre la intensidad y duración de la emisión de luz lo que aparentemente permite una disminución del tiempo de trabajo clínico y finalmente la energía que emiten se mantiene constante hasta agotar la batería.

Sin embargo entre sus desventajas no se aconseja ser utilizado por pacientes u operadores que tengan marcapasos quienes deben tener sumo cuidado en el empleo de aparatos eléctricos pequeños. De la misma manera pacientes con reacciones fotobiológicas (urticaria solaris o protoporfiria eritropoyética) o que están

siendo tratados con medicamentos fotosensibilizantes (incluyendo 8 metoxipsoral o dimetilclorotetraciclina).

Las lámparas Halógenas y LEDs pueden tener distinta dispersión de la luz. Así, aunque la intensidad de salida fuera la misma, la intensidad de radiación en los distintos planos podría ser diferente. El hecho de que el comportamiento de la intensidad de radiación sea similar, no quiere decir que el grado de polimerización del material sea el mismo (Abalos y cols., 2005).

Hofmann y cols. 2002, evaluando el desempeño de las lámparas LED y halógenas encontraron valores similares de dureza para halógenas y LEDs, en los casos que los valores son menores para las LEDs, los relacionan con el activador del composite y no con la intensidad de la lámpara. Las microfiltraciones descritas en base a la contracción sufrida por los composites en su proceso de polimerización mediante el uso de emisores de alta intensidad pueden ser obviadas mediante el uso de técnicas incrementales, actualmente establecidas en la práctica habitual.

2.7 CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN

En toda restauración adhesiva, las tensiones generadas durante la polimerización son transmitidas a la interfase siendo responsable de las fallas en la adhesión, movimiento de las cúspides y posible debilitamiento de la estructura dental. El estrés generado por la contracción de polimerización ha sido relacionado a la contracción volumétrica, capacidad de escurrimiento, módulo de elasticidad de las resinas compuestas, geometría de la cavidad, tipo y velocidad de polimerización, técnica de inserción y muchos otros factores que pueden afectar a la cinética de este procedimiento (Virraruel y cols., 2004).

Durante el proceso de la polimerización los monómeros se van convirtiendo en cadenas lineales de polímeros para posteriormente formar enlaces cruzados generando estrés o tensiones, ya que el composite experimenta una contracción volumétrica que puede oscilar según el material entre 1,5-3,5%. Esto se ha denominado como la contracción de polimerización. Esta contracción tiene dos vertientes: una, la contracción iniciada por la fotoactivación o contracción inicial y otra, la contracción residual que queda incorporado en la restauración según continúa la polimerización química que puede durar entorno a las 48 horas. La importancia de estos fenómenos radica en que la contracción produce fuerzas de tracción de la interfase diente-adhesivo-composite y si se llega a producir una fractura que puede ser la principal causa del fracaso de nuestra restauración (Keogh, 2001).

Al principio de la polimerización el límite elástico es bajo, por lo que la deformación plástica de la resina se consigue sin daño para su estructura ni para la interfase, pues sus moléculas aún pueden deslizarse unas sobre otras. Ésta deformación se conoce como gel. En esta fase el material se deformará sin producirse estrés gracias a la posibilidad de deslizar sus moléculas unas sobre las otras. Al avanzar la polimerización, la contracción y el flujo disminuyen y la rigidez aumenta, lo que causa un aumento del estrés, pues aún siendo menor la contracción volumétrica ésta ocurre en un material más rígido. Es importante darse cuenta de que el estrés aparecerá en todo el volumen de material (Mondelli y cols., 2002).

Cuando comienza la polimerización en determinada zona el estrés se dirige inicialmente hacia la cara libre, externa, (donde comenzó la polimerización) y, al avanzar la polimerización, cambia su sentido dirigiéndose hacia el fondo. Es, pues,

un estrés de vaivén, que somete a cada zona de la pared cavitaria a un esfuerzo dirigido primero hacia el exterior y luego hasta el interior o fondo. Es fácil comprender que es una situación potencialmente muy dañina para la integridad de la interfase (Hérvás, 2005).

Versluis 1998, menciona que las resinas compuestas fotocurables no se contraen hacia la luz, sino que la dirección de progreso del estrés está condicionada, fundamentalmente, por la forma de la cavidad, la calidad de la unión del material a las paredes y el grosor de la capa.

La contracción que experimentan las resinas compuestas al polimerizar dependerá del tamaño y la cantidad de partículas monoméricas, del módulo de elasticidad de la resina compuesta, de la deformación durante su endurecimiento, de la calidad de la unión adhesiva lograda con los tejidos dentarios y del método de fotoactivación (Rodríguez, 2002).

Según Braga y col. 2003, afirman que mientras más grande sea la molécula monomérica, menor será la contracción. El componente traccional del estrés, perpendicular a la superficie del diente, se localiza preferentemente en los márgenes cavosuperficiales, y va aumentando en valor (su dirección y sentido se mantienen siempre: perpendicular a la superficie cavitaria más externa y hacia el interior de la cavidad) según progresa la polimerización en profundidad. Por lo tanto, la probabilidad de fallo adhesivo puro debido a un estrés de este tipo en el margen cavosuperficial, aumenta al progresar en profundidad la polimerización.

En cavidades pequeñas la contracción del material es el mayor problema, pero en el caso de grandes reconstrucciones coronarias con resina compuesta, la fuerza de contracción puede llegar a superar la fuerza de adhesión del material a las

estructuras dentarias, generando una brecha marginal. Para minimizar lo más posible la contracción de la polimerización se debe lograr una buena adhesión de la restauración a los tejidos dentarios, para de esta manera disminuir al máximo la interfase existente entre el material restaurador y el diente (Sepúlveda, 2005).

La contracción total es definida como la suma de la contracción pre y postgel y el estrés desenvuelto puede generar fuerzas capaces de romper la resistencia adhesiva de la restauración a las paredes cavitarias. Las resinas fotopolimerizables poseen polimerización más rápida que las químicas y, en consecuencia de eso, menor fase pre-gel y, consecuentemente, menor capacidad de escurrimiento. Cuanto menor la capacidad de escurrimiento de la resina, mayor contracción de polimerización y mayor estrés generado lo que es decisivo para la adhesión (Villaroel, 2002).

Es importante tener en cuenta que el material sigue contrayendo una vez desligado el fotopolimerizador y son aún más las tensiones generadas. La explicación a este fenómeno se debe al hecho que en el momento de la desactivación de la luz, ocurre una contracción adicional dada por los cambios de temperatura, promoviendo un salto en la contracción.

2.8 DESPROTEINIZACIÓN

Según Miller y Castellanos 2001, el proceso de desproteización se basa en la aplicación de sustancias con el objetivo de eliminar el smear layer y desmineralizar la superficie adamantina a la cual ha sido aplicada. El hipoclorito de sodio con la capacidad de actuar como agente bactericida y bacteriostático eliminando las proteínas desnaturalizadas por medio de un proceso de

desproteización, logra generar la aparición de canales tridimensionales para que un agente adhesivo sea capaz de quedar retenido, para una mejor adhesión.

El hipoclorito de sodio tiene además efectiva actividad antimicrobiana debido a su alto pH, ya que esta condición interviene en la integridad de la membrana citoplasmática por medio de una inhibición enzimática irreversible, una alteración biosintética en el metabolismo celular y la degradación de fosfolípidos (Estrela y cols., 2002).

Según Espinosa y cols. 2008, evaluando la desproteización del esmalte y su efecto en el grabado ácido, concluyo que la aplicación de NaOCl al 5.25% en el esmalte durante 60 segundos como método previo al grabado con ácido fosfórico, da lugar a la desproteización de la superficie adamantina y como resultado aumenta la superficie retentiva del esmalte. Esta desproteización según el autor es un elemento fundamental para lograr que el ácido fosfórico ejerza su acción sobre la superficie del esmalte a tratar, aumentando la superficie de esmalte grabada en forma retentiva, con la posibilidad de obtener mayor retención y sellado marginal.

Estudios realizados por Barbieri 2004, sobre el efecto del gel de hipoclorito de sodio al 10% durante 60 segundos únicamente sobre la superficie de dentina después de la aplicación del ácido fosfórico y previo a la aplicación de tres diferentes sistemas adhesivos con primers a base de distintos solventes, determinaron que la estructura dentinaria es muy diferente a la del esmalte, por la presencia del componente orgánico rico en colágeno, la modificación de este, determina un factor importante para dar lugar a una óptima retención micromecánica al interactuar con la resina adhesiva.

Es importante mencionar que en esmalte el exceso de secado no influye negativamente en el proceso adhesivo, el exceso de secado de la dentina acondicionada puede promover al colapso de las fibras colágenas contribuyendo a la incompleta penetración del primer y el adhesivo en la zona de túbulos dentinarios (Brenna, 2010).

Gwinnet en 1994 observó que la zona de colágeno no ofrece directamente contribución a la fuerza adhesiva y desde entonces se han realizado varios estudios, entre los cuales se evalúa el tratamiento de la estructura dental con hipoclorito de sodio con el objetivo de modificar y remover las fibras colágenas expuestas.

Evaluando la aplicación de sistemas adhesivos de diferente solventes manteniendo como variación la aplicación o no del NaOCl al 10% en las respectivas preparaciones, muestra que el sistema adhesivo con solvente de acetona, al ser aplicado después de la desmineralización y desproteinización, muestra el incremento de la fuerza adhesiva en comparación a los otros grupos, en los cuales el tratamiento con el gel de NaOCl al 10% no afectó en sus resultados, concluyendo que la técnica adhesiva con desproteinización y desmineralización a pesar de mostrar resultados satisfactorios al aplicar un sistema adhesivo específico, es extremadamente sensible en cuanto a los distintos factores que pueden variar durante el desarrollo de la técnica, como por ejemplo la profundidad dentinaria, ya sea superficial o profunda, el grado de humectabilidad de la superficie y la composición de los sistemas adhesivos, estos factores pueden influenciar en el proceso y fuerzas adhesivas obtenidas (Barberi y cols., 2004).

2.9 DESINFECCIÓN

Según Heredia y Rodríguez 2008, la Clorhexidina es un fármaco antiséptico derivado del clorofenilbiguanido (bis-biguanida), de carga positiva (catiónica), con gran sustentividad (tiempo de acción prolongado), que posee un amplio espectro de acción sobre varios microorganismos. Se une a las moléculas de carga negativa, fundamentalmente a grupos fosfato en los LPS (Lipopolisacáridos de la cápsula de bacterias Gramnegativas) y grupos COOH de las proteínas, impidiendo el transporte de sustancias.

El gluconato de Clorhexidina proporciona actividad antimicrobiana, es bactericida, siendo efectiva contra microorganismos Gram positivos y Gram negativos, algunos virus como el HIV y algunos hongos, sólo es esporicida a elevadas temperaturas. Es el agente antimicrobiano de elección para disminuir el número de microorganismos cariogénicos. La clorhexidina desestabiliza y penetra las membranas de las células bacterianas, ésta precipita el citoplasma e interfiere con la función de la membrana, inhibiendo la utilización de oxígeno, lo que ocasiona una disminución en los niveles de ATP y la muerte celular (Torres y cols., 2009).

En las bacterias Gram negativas, la clorhexidina afecta la membrana exterior permitiendo la liberación de enzimas periplasmáticas. A bajas concentraciones exhibe un efecto bacteriostático, mientras que en altas concentraciones es bactericida. Los siguientes microorganismos muestran alta susceptibilidad a la clorhexidina: Estreptococos, Estafilococos, Candida albicans, Echerichia coli, Salmonellas y bacterias anaeróbicas. Las cepas de Proteus, pseudomonas, klebsiellas y cocos gram negativos muestran una baja susceptibilidad a la clorhexidina. Los estudios han demostrado que no hay un aumento significativo de a

resistencia bacteriana ni el desarrollo de infecciones oportunistas durante el tratamiento a largo plazo de la clorhexidina (Balandrano 2007).

Los resultados muestran que el gluconato de clorhexidina al 0,12% es tan efectivo como el NaOCl al 5,25% contra todos los microorganismos utilizados en el estudio. Bajas concentraciones de NaOCl (2,5%, 0,5%) resultaron ser menos efectivas. Aunque la clorhexidina no posee poder de disolución de materia orgánica, facultad que presenta el hipoclorito de sodio, la clorhexidina es tan efectiva como el hipoclorito en su actividad antimicrobiana, actividad que permanece durante varias horas después de la instrumentación (Torres y cols. 2009).

2.10 MICROFILTRACIÓN

Según Rodríguez y Sandoval 2008, la microfiltración consiste en el paso de fluidos de un lugar a otro, hecho que se puede presentar a nivel de la interface diente-restauración llevando microorganismos y toxinas al interior del diente. La ausencia de sellado en el margen de la restauración es causa de filtración pudiendo producir, respuesta pulpar adversa, sensibilidad posoperatoria, caries y contaminación del sistema de conductos.

En las zonas donde las fuerzas de contracción son mayores que la fuerza de adhesión de la resina al diente, el desarrollo de formación de brechas aumenta. Se ha demostrado que el porcentaje de brechas a nivel de la dentina en una restauración de resina in vivo, varía entre 14% y 54% de la interfase total, dependiendo de los materiales y técnicas empleadas (Hannig y Friedrichs, 2001).

Según Torrejon 2003, al producirse una variación brusca de la temperatura intrabucal el material restaurador se contraerá más que el diente, generando una tensión que puede producir una separación a nivel de interfase diente-restauración con la consiguiente penetración de los fluidos bucales en este espacio. Al normalizarse la temperatura intraoral la restauración vuelve a su volumen original, expulsando de la interfase los fluidos que previamente se habían infiltrado. Esto al repetirse en el tiempo, genera un bombeo con aspiración y expulsión de fluidos y materia orgánica al interior de la interfase diente-restauración. Este fenómeno se denomina percolación. El fenómeno de percolación siempre está presente en mayor o menor medida dependiendo de la similitud de los coeficientes de variación dimensional térmica del diente y del material de restauración.

3. OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GENERAL:

Evaluar mediante pruebas de microfiltración, la efectividad en el proceso de fotopolimerización de diferentes lámparas existentes en el mercado y utilizadas para el efecto.

3.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Evaluar a través de pruebas de microfiltración la eficacia de las lámparas de luz halógena en restauraciones a nivel de la unión dentina, esmalte y resina
- Evaluar a través de pruebas de microfiltración la eficacia de las lámparas LED en restauraciones a nivel de la unión dentina, esmalte y resina
- Evaluar al MEB la interferencia entre diente resina

4. HIPOTESIS

Las lámparas LED con emisión de hasta 512 nanómetros permiten mejor adaptación de la resina con la dentina y el esmalte, al someter las muestras a procesos de envejecimiento y coloración.

5. MATERIALES Y MÉTODOS

5.1 Diseño del Estudio

La presente investigación es un estudio experimental donde se sometió a piezas dentales extraídas y restauradas a procesos de termociclado y pruebas de microfiltración. Comparativo pues los dientes restaurados fueron sometidos a diferentes fuentes de luz.

5.2 Muestra

Se seleccionaron 60 dientes, terceros molares humanos, tanto erupcionados o no erupcionados, con o sin sus ápices cerrados, libres de caries, extraídos por indicación terapéutica, los cuales fueron conservados en agua destilada hasta su utilización

5.2.1 Criterios de Inclusión

- Dientes libres de caries
- Terceros molares
- Dientes completos

5.2.2 Criterios de Exclusión

- Dientes con caries
- Dientes restaurados
- Dientes seccionados
- Dientes Fracturados
- Dientes con fluorosis

5.3 Grupos de Estudio

Los 60 dientes permanecieron en agua destilada y fueron divididos en 12 grupos, 6 grupos que fueron evaluados de forma inmediata y 6 grupos fueron sometidos a proceso de termociclado. Cada grupo con 5 piezas dentales, cada pieza dental con 2 cavidades estandarizadas.

- **Grupo 1:** 5 piezas dentales a las que se les realizaron cavidades estandarizadas, se las limpio previa la colocación de ácido y sistema adhesivo con piedra pómez e hipoclorito de sodio al 5.25%, para finalmente ser restauradas de forma incremental con resina y fotopolimerizadas cada capa con lámpara LED Valo (Ultradent), a 2mm de distancia y a 20 segundos el adhesivo y la primera capa de resina, concluyendo con una fotopolimerización turbo de 3 segundos el resto de la cavidad, como indica el fabricante (Figura 1).
- **Grupo 2:** 5 piezas dentales a las que se les realizaron cavidades estandarizadas, se las limpio previa la colocación de ácido y sistema adhesivo con piedra pómez y clorhexidina al 2%, para finalmente ser restauradas de forma incremental con resina y fotopolimerizadas cada capa con lámpara LED Valo (Ultradent), a 2mm de distancia y a 20 segundos el adhesivo y la primera capa de resina, concluyendo con una fotopolimerización turbo de 3 segundos el resto de la cavidad, como indica el fabricante.



Figura 1. Lámpara VALO (Ultradent).

- **Grupo 3:** 5 piezas dentales a las que se les realizaron cavidades estandarizadas, se las limpio previa la colocación de ácido y sistema adhesivo con piedra pómez e hipoclorito de sodio al 5,25%, para finalmente ser restauradas de forma incremental con resina y fotopolimerizadas cada capa con lámpara LED Bluephase 20i (Ivoclar), a 2mm de distancia y a 20 segundos el adhesivo y la primera capa de resina, concluyendo con una fotopolimerización turbo de 3 segundos el resto de la cavidad, como indica el fabricante.
- **Grupo 4:** 5 piezas dentales a las que se les realizaron cavidades estandarizadas, se las limpio previa la colocación de ácido y sistema adhesivo con piedra pómez y clorhexidina al 2%, para finalmente ser restauradas de forma incremental con resina y fotopolimerizadas cada capa con lámpara LED Bluephase 20i (Ivoclar), a 2mm de distancia y a 20 segundos el adhesivo y la primera capa de resina, concluyendo con una fotopolimerización turbo de 3 segundos el resto de la cavidad, como indica el fabricante (Figura 2).



Figura 2. Lámpara BLUEPHASE (Ivoclar).

- **Grupo 5:** 5 piezas dentales a las que se les realizaron cavidades estandarizadas, se las limpió previa la colocación de ácido y sistema adhesivo con piedra pómez e hipoclorito de sodio al 5.25%, para finalmente ser restauradas de forma incremental con resina y fotopolimerizadas cada capa con lámpara de luz halógena Litex 680 (Dentamerica), a 2mm de distancia y a 20 segundos el adhesivo y las capas de resina a 30 segundos cada una, como indica el fabricante (Figura 3).
- **Grupo 6:** 5 piezas dentales a las que se les realizaron cavidades estandarizadas, se las limpió previa la colocación de ácido y sistema adhesivo con piedra pómez y clorhexidina al 2%, para finalmente ser restauradas de forma incremental con resina y fotopolimerizadas cada capa con lámpara de luz halógena Litex 680 (Dentamerica), a 2mm de distancia y a 20 segundos el adhesivo y las capas de resina a 30 segundos cada una, como indica el fabricante.



Figura 3. Lámpara Litex 680A.

- **Grupo 7:** 5 piezas dentales a las que se les realizaron cavidades estandarizadas, se las limpio previa la colocación de ácido y sistema adhesivo con piedra pómez e hipoclorito al 5,25%, para finalmente ser restauradas de forma incremental con resina y fotopolimerizadas cada capa con lámpara LED Valo (Ultradent), a 2mm de distancia y a 20 segundos el adhesivo y la primera capa de resina, concluyendo con una fotopolimerización turbo de 3 segundos el resto de la cavidad, como indica el fabricante. Sometidos posteriormente a proceso de termociclado que se basa en someter a los dientes a diferentes temperaturas toleradas por la cavidad bucal (4°C, 37°C, 57°C), simulando el envejecimiento de la pieza dental.
- **Grupo 8:** 5 piezas dentales a las que se les realizaron cavidades estandarizadas, se las limpio previa la colocación de ácido y sistema adhesivo con piedra pómez y clorhexidina al 2%, para finalmente ser restauradas de forma incremental con resina y fotopolimerizadas cada capa con lámpara LED Valo (Ultradent), a 2mm de distancia y a 20 segundos el adhesivo y la primera capa de resina, concluyendo con una fotopolimerización

turbo de 3 segundos el resto de la cavidad, como indica el fabricante. Sometidos posteriormente a proceso de termociclado.

- **Grupo 9:** 5 piezas dentales a las que se les realizaron cavidades estandarizadas, se las limpio previa la colocación de ácido y sistema adhesivo con piedra pómez e hipoclorito de sodio al 5,25%, para finalmente ser restauradas de forma incremental con resina y fotopolimerizadas cada capa con lámpara LED Bluephase 20i (Ivoclar), a 2mm de distancia y a 20 segundos el adhesivo y la primera capa de resina, concluyendo con una fotopolimerización turbo de 3 segundos el resto de la cavidad, como indica el fabricante. Sometidos posteriormente a proceso de termociclado.
- **Grupo 10:** 5 piezas dentales a las que se les realizaron cavidades estandarizadas, se las limpio previa la colocación de ácido y sistema adhesivo con piedra pómez y clorhexidina al 2%, para finalmente ser restauradas de forma incremental con resina y fotopolimerizadas cada capa con lámpara LED Bluephase 20i (Ivoclar), a 2mm de distancia y a 20 segundos el adhesivo y la primera capa de resina, concluyendo con una fotopolimerización turbo de 3 segundos el resto de la cavidad, como indica el fabricante. Sometidos posteriormente a proceso de termociclado.
- **Grupo 11:** 5 piezas dentales a las que se les realizaron cavidades estandarizadas, se las limpio previa la colocación de ácido y sistema adhesivo con piedra pómez e hipoclorito de sodio al 5.25%, para finalmente ser restauradas de forma incremental con resina y fotopolimerizadas cada capa con lámpara de luz halógena Litex 680 (Dentamerica), a 2mm de distancia y a 20 segundos el adhesivo y las capas de resina a 30 segundos,

como indica el fabricante. Sometidos posteriormente a proceso de termociclado.

- **Grupo 12:** 5 piezas dentales a las que se les realizaron cavidades estandarizadas, se las limpio previa la colocación de ácido y sistema adhesivo con piedra pómez y clorhexidina al 2%, para finalmente ser restauradas de forma incremental con resina y fotopolimerizadas cada capa con lámpara de luz halógena Litex 680 (Dentamerica), a 2mm de distancia y a 20 segundos el adhesivo y las capas de resina a 30 segundos, como indica el fabricante. Sometidos posteriormente a proceso de termociclado.

5.4 Metodología

Se eliminaron resto de tejido blando de las piezas dentales con curetas periodontales y colocados en agua destilada hasta el momento de su uso como se muestra en la Figura 4.

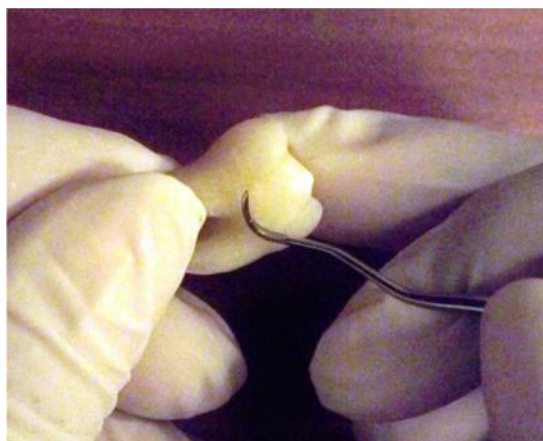


Figura 4. Limpieza de superficies

5.4.1 Confección de la cavidad

Con la ayuda de una matriz pre fabricada de aluminio se marcaron en las caras libres vestibular y palatino o lingual de los molares, cavidades con

dimensiones de 4mm de largo por 4mm de ancho, siguiendo metodología Cabezas 2009.

Las cavidades fueron realizadas con fresas de de diamante de grano grueso de punta redonda #4 para pieza de mano de alta revolución de marca Concentrix, con debida refrigeración de agua y aire. Las fresas fueron cambiadas cada 5 preparaciones según sugerencias de Henostroza 2006. La profundidad de las cavidades fueron estandarizadas en 4 mm, mediante el uso de limas Flexo File de Mailefer de 21mm (Cabezas 2009), todas las cavidades fueron realizadas por el mismo observador siguiendo igual protocolo en todas (Figura 5)

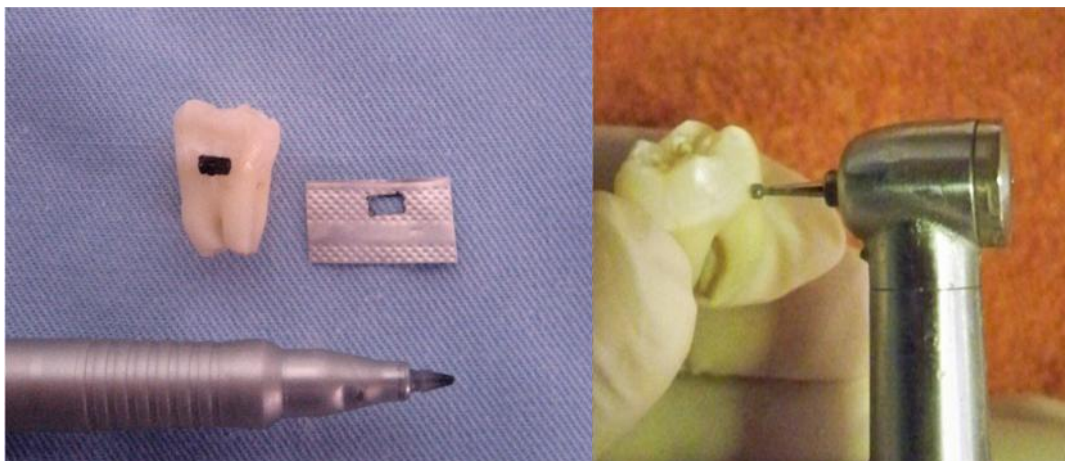


Figura 5. Elaboración cavidades

5.4.2 Limpieza de la cavidad

Las cavidades se limpiaron con cepillo y micromotor LYNX LS (NSK), para la eliminación del smear layer producto de la conformación de las cavidades y como preparación previa de la estructura. La limpieza se la realizo de manera uniforme durante 60 segundos, siguiendo metodología Peñaherrera 2007

- **G1-G3-G5-G7-G9-G11:** las piezas de estos grupos fueron limpiadas empleando pieza de baja velocidad, con cepillo de cerdas plásticas y una pasta constituida por piedra pómez e hipoclorito 5.25%, procurando que la limpieza sea de manera uniforme por toda la cavidad durante 60 segundos.
- **G2-G4-G6-G8-G10-G12:** las piezas de estos grupos fueron limpiada empleando pieza de baja velocidad, con cepillo de cerdas plásticas y una pasta constituida por piedra pómez y clorhexidina al 2%, procurando que la limpieza sea de manera uniforme por toda la cavidad durante 60 segundos (Figura 6).

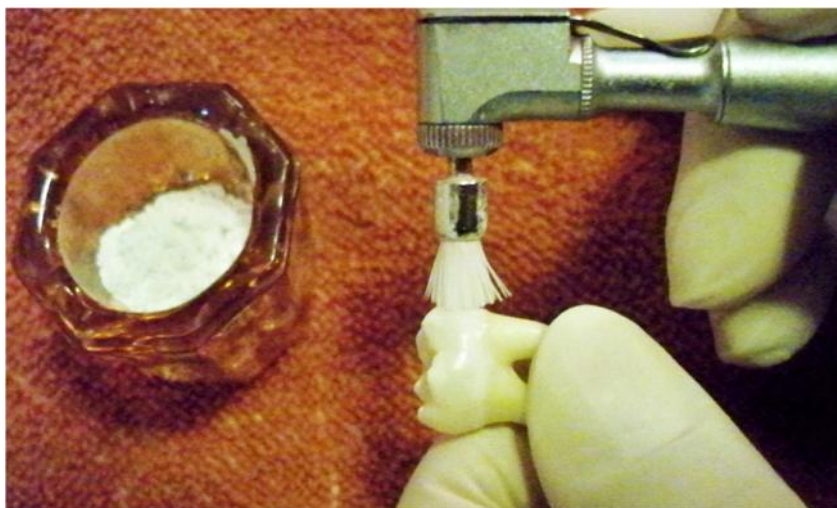


Figura 6. Limpieza con HCL 5.25% y clorhexidina 2%

5.4.3 Colocación de Ácido.

Siguiendo con el procedimiento en las cavidades una vez limpias de los 12 grupos, se colocó ácido fosfórico al 35% en gel Scotchbond (3M ESPE), inicialmente sobre los márgenes de la cavidad en esmalte y a continuación sobre dentina de modo de permanecer por 15 segundos en esmalte y 10 segundos en dentina; posteriormente se lavó por 15 segundos con jeringa triple y se secó por 5 segundos con bolitas de algodón estéril evitando desecar la dentina (Figura 7).



Figura 7. Colocación Ácido fosfórico 35%

5.4.4 Colocación del sistema adhesivo

Posteriormente se colocó una capa de adhesivo One Step (Bisco), en toda la cavidad con un aplicador desechable con un movimiento ligero durante 15 segundos, colocando a continuación, un chorro de aire proveniente de la jeringa triple por 3 segundos a 1mm de distancia. Posteriormente se fotopolimerizó por 20 segundos con las diferentes lámparas (G1-G2-G7-G8: LED Valo; G3-G4-G9-G10: LED Bluephase 20i; G5-G6-G11-G12: Luz Halógena Litex 680A), aplicando la fibra óptica perpendicular al eje del diente a 2mm de distancia, siguiendo metodología empleada en Peñaherrera 2007 (Figura 8).



Figura 8. Colocación Sistema Adhesivo

5.4.5. Colocación de Resina

La resina utilizada para la restauración de las cavidades fue AELITE All Purpose Body color A1 (BISCO), colocada a través de incrementos de 2mm hasta llenar la cavidad; cada incremento fue fotopolimerizado con las diferentes lámparas en estudio según especificaciones de fabricantes (Figura 9).

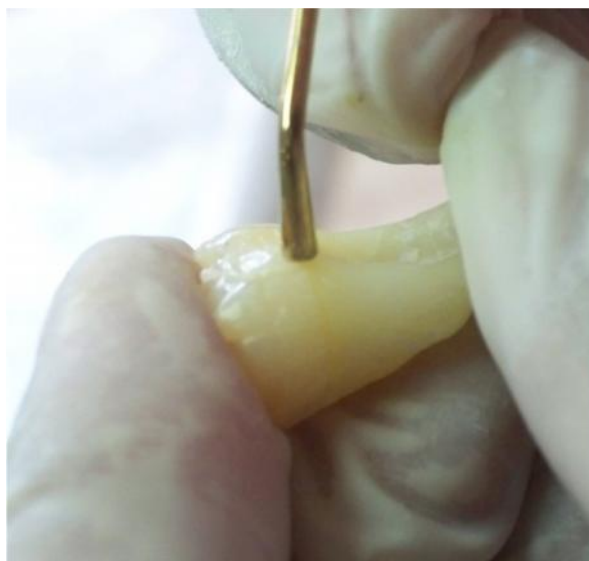


Figura 9. Colocación Resina compuesta

5.4.6. Fotopolimerización

Anterior a la fotopolimerización se sometió a las lámparas a análisis de potencia con sus respectivos radiómetros.

Para la lámpara LED Bluephase 20i, cuya longitud de onda se encuentra entre 380-515nm, se empleó el radiómetro Bluephase meter, con el que se obtuvo en modalidad Soft Star 1290mW/cm² y en modalidad Turbo 2100mW/ (Figura 10).



Figura 10. Medición con radiómetro lámpara BLUEPHASE.

Se empleó el radiómetro antes mencionado, por falta del radiómetro propio de la lámpara en el mercado ecuatoriano para la evaluación de la potencia de la lámpara LED VALO cuya longitud de onda se encuentra entre 395-480nm, obteniendo una potencia máxima en su nivel turbo de 2130mW/cm² (Figura 11).



Figura 11. Medición con radiómetro lámpara VALO.

La lámpara de luz halógena Litex 680A fue probada con un radiómetro (modelo 100, Demetron Research Corp) y se observó que la lámpara de luz halógena tenía de potencia 500mW/cm² (Figura 12). Estas mediciones fueron realizadas a cada 5 usos de la lámpara para comprobar que estos valores sean los mismos siempre.



Figura 12. Medición con radiómetro lámpara Litex 680A

- **G1-G2-G7-G8:** las piezas dentales pertenecientes a este grupo fueron sometidas a fotopolimerización mediante lámpara LED Valo (Ultradent), aplicando la fibra óptica perpendicular al eje del diente, a una distancia de 2mm entre el diente y la lámpara. La fotopolimerización fue 20 segundos el adhesivo y la primera capa de resina, concluyendo con una fotopolimerización turbo de 3 segundos el resto de la cavidad, como sugiere el fabricante.
- **G3-G4-G9-G10:** las piezas dentales pertenecientes a este grupo fueron sometidas a fotopolimerización mediante lámpara LED Bluephase 20i (Ivoclar), aplicando la fibra óptica perpendicular al eje del diente, a una distancia de 2mm entre el diente y la lámpara. La fotopolimerización fue 20 segundos el adhesivo y la primera capa de resina, concluyendo con una fotopolimerización turbo de 3 segundos el resto de la cavidad, como sugiere el fabricante.
- **G3-G4-G11-G12:** las piezas dentales pertenecientes a este grupo fueron sometidas a fotopolimerización mediante lámpara de luz halógena Filtex 680A (Dentamerica), aplicando la fibra óptica perpendicular al eje del diente, a una

distancia de 2mm entre el diente y la lámpara. La fotopolimerización fue 20 segundos el adhesivo y 30 segundos cada capa de resina, como sugiere el fabricante.

5.4.7. Preparación de muestras previo termociclado

Siguiendo la técnica de termociclado, se realizó el sellado de los ápices radiculares de los molares de muestra, 24 horas después de terminadas las restauraciones. Este sellado se lo realizó en los 12 grupos, mediante resina fluida Filtek Z350 Flow, previo grabado con ácido fosfórico al 37% y la colocación de dos capas de adhesivo Single Bond 2, siguiendo las respectivas indicaciones de uso del fabricante. La fuente de luz utilizada en este proceso para la fotopolimerización, fue una lámpara de luz halógena, en los doce grupos durante 20 segundos en cada procedimiento. Las muestras fueron almacenadas en tubos de ensayo con suero fisiológico temperatura ambiente hasta ser termocicladas, siguiendo metodología Cabezas 2009 (Figura 13).



Figura 13. Preparación previa a proceso de termociclado

5.4.8 Proceso de Termociclado

5 piezas dentarias de cada uno de los grupos a prueba, fueron colocadas de forma separada y debidamente etiquetadas, en la malla del brazo mecánico de la máquina de termociclado previamente fabricada.

Las muestras fueron sometidas a temperaturas constantes; una de 4°C, 37°C y finalmente a 56°C, permaneciendo los cuerpos de prueba durante 30 segundos en cada una de estas temperaturas, realizando al día 360 ciclos en un trabajo constante de 12 horas, hasta la completación de 10.800 ciclos en 30 días (Tabla 25), con una equivalencia a 1 año de envejecimiento dental, como se muestran en las Figuras 14 y 15.



Figuras 14. Máquina de termociclado



Figuras 15. Máquina de termociclado

Terminado el proceso, se aplico a las muestras dos capas de esmalte de uñas en toda la superficie de los dientes con excepción de las restauraciones y a un margen de 2mm alrededor de ellas, para reducir cualquier otra filtración de colorante, que puedan alterar los resultados, siguiendo metodología Peñaherrera 2007, (Figura 16)



Figura 16. Impermeabilización de muestras con esmalte de uñas.

Luego se procedió a sumergir a 4 muestras de cada grupo en azul de metilo al 0.2% por 24 horas, para la evaluación de la calidad del sellado marginal, ya que el azul de metileno posee similar peso molecular que el de la saliva humana, 319,85 u.m.a (Shinohara 2004) como se indica en la Figura 17.



Figura 17. Muestras colocadas en azul de metileno.

5.4.9. Sección de piezas dentales

Finalmente los dientes fueron lavados con abundante agua corriente con la finalidad de la eliminación de cualquier tipo de exceso del colorante. Para que posteriormente cada pieza dental sea seccionada longitudinalmente en el centro de la restauración en sentido ocluso-incisal utilizando un micromotor con disco de diamante (BesQual) como se muestra en la Figura 18. De tal manera que se obtuvieron 2 fragmentos por dientes. Los fragmentos que constituyen 1 diente fueron debidamente identificados y sometidos a igual proceso de evaluación.



Figura 18. Sección de muestras.

5.4.10. Evaluación del grado de microfiltración

El grado de microfiltración fue determinado en milímetros con la ayuda de una lima de endodoncia, según la siguiente escala siguiendo metodología Cabezas 2009 (Figura 19):

0: sin penetración de colorante

1mm: penetración mínima del colorante en la pared examinada

2mm: penetración del colorante menor de la mitad de la pared examinada

3mm: penetración del colorante hasta la mitad de la pared examinada

4mm: penetración del colorante sobrepasando la mitad de la pared examinada.

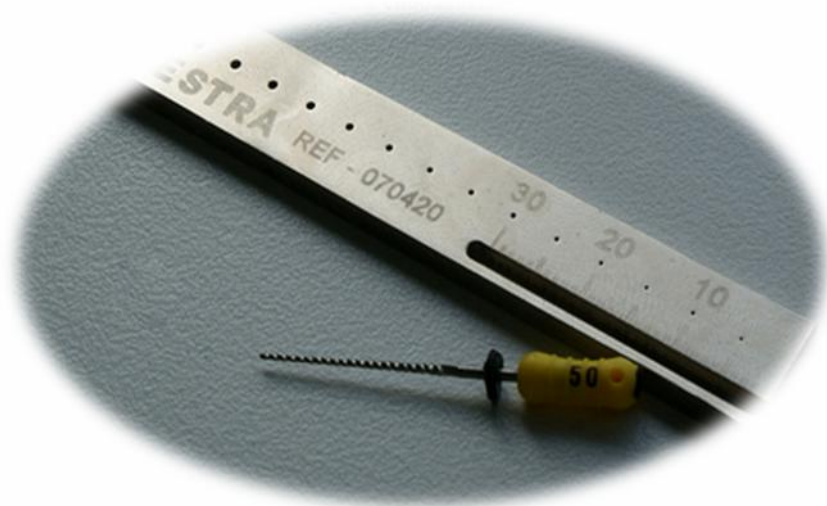


Figura 19. Medición de microfiltración

Los valores obtenidos fueron debidamente almacenados y luego tabulados mediante parámetros estadísticos específicos como se muestra en Anexos 2

5.4.11. Observación al MEB

Para la observación al MEB 1 diente por cada grupo fue escogido al azar los cuales fueron sometidos a los procedimientos antes ya mencionados a excepción de tinturarlos con azul de metileno, obteniendo de esta manera 12 dientes 1 por grupo. Fueron cortados y se eligió aquella mitad más completa para su observación según criterio del investigador. De esta manera cada fragmento fue colocado en un soporte debidamente identificado y fueron llevados al Microscopio Electrónico de Barrido localizado en el departamento de criminalística de la Policía Judicial de Pichincha (Figura 20). Las muestras fueron observadas a una magnitud de 30X, a una distancia 20.8mm y con un spot de 6.0 (Figura 21).



Figura 20. Colocación de las muestras previo ingreso al MEB.



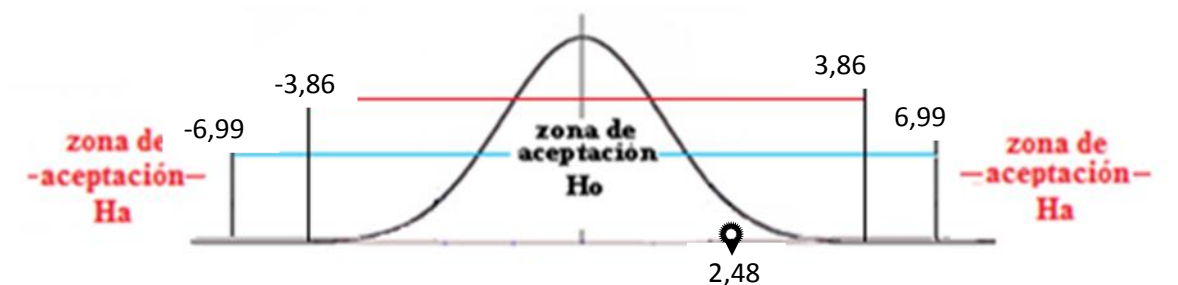
Figura 21. Microscopio Electrónico de Barrido

6. RESULTADOS

Los valores de microfiltración medidos en mm fueron sometidos a análisis de varianzas, para lo cual fueron considerados las siguientes variables: los datos pertenecen a terceros molares que no fueron sometidos a termociclado, en cuyo proceso de restauración se utilizó como preparación previa de la estructura hipoclorito de sodio al 2.5% y las lámparas de fotopolimerización en estudio. La medición de la microfiltración (mm) corresponde a la parte oclusal (Figura 21).

ANOVA para microfiltración, sin termociclado, y con Hipoclorito (oclusal)						
Fuentes de Variación	Grado de libertad	Suma de cuadrados	Cuadrado medio error	F	F tabular	
					0,05	0,01
Efecto de lámpara, desinfectante	2	0,79	0,40	2,48	3,86	6,99
Error experimental	9	1,44	0,16			
Total	11	2,23				

Tabla 1. Análisis de varianzas para microfiltración, sin termociclado, y con Hipoclorito (oclusal)



Grafica 1. Limite de significancia para microfiltración, sin termociclado, y con Hipoclorito (oclusal)

El límite de significancia al 5 % está dado por un valor F de 3,86, y límite de significancia al 1 % está dado por un valor F de 6,99.

Puesto que el valor de F_c (2,48), se ubica dentro de la región de aceptación de la H_0 (zona de aceptación nula), se concluye que no existe diferencia estadística significativa ni al 5% ni al 1% entre la microfiltración en la parte oclusal, producto de la restauración con las lámparas de fotopolimerización en estudio y el uso de hipoclorito de sodio al 2.5% (Grafico 1). Para verificar estos resultados se ejecutaron de igual manera pruebas de Duncan (Tabla 2).

	VALO	BLUE PHASE	HALOGENA
Muestra 1 (mm)	0	1	1
Muestra 2 (mm)	0	0	1
Muestra 3 (mm)	0	0	0,5
Muestra 4 (mm)	0	0	0
Promedio	0	0,25	0,625

Tabla 2. Promedios Duncan microfiltración, sin termociclado, y con Hipoclorito (oclusal)

	0,250	0,625	
	0,250 ^{ns}	0,625**	0,000
		0,375*	0,250
VALO		0,000	b
BLUE PHASE		0,250	b
HALO		0,625	a

Tabla 3. Grupos de comparación microfiltración, sin termociclado, y con Hipoclorito (oclusal)

Lo que nos quiere decir que el existe entre la lámpara Halógena y la VALO, una diferencia significativa del 1%, entre la Halógena y la BLUEPHASE una diferencia significativa a nivel del 5%; y entre la VALO y BLUEPHASE no existe diferencia estadística (Tabla 3).

Un análisis de variancias 2 fue ejecutado considerado las siguientes variables: los datos pertenecen a terceros molares que no fueron sometidos a termociclado, en

cuyo proceso de restauración se utilizó como preparación previa de la estructura hipoclorito de sodio al 2.5% y las lámparas de fotopolimerización en estudio. La medición de la microfiltración (mm) corresponde a la parte cervical (Tabla 4).

ANOVA para microfiltración, sin termociclado, con Hipoclorito (cervical)						
Fuentes de Variación	Grado de libertad	Suma de cuadrados	Cuadrado medio error	F	F tabular	
					0,05	0,01
Efecto de lámpara, desinfectante	2	5,95	2,97	2,58	3,86	6,99
Error experimental	9	10,36	1,15			
Total	11	16,31				

Tabla 4. Análisis de varianzas para microfiltración, sin termociclado, con Hipoclorito (cervical)



Gráfica 2. Límite de significancia para microfiltración, sin termociclado, con Hipoclorito (cervical)

El límite de significancia al 5 % está dado por un valor F de 3,86, y límite de significancia al 1 % está dado por un valor F de 6,99.

Puesto que el valor de F_c (2,58), se ubica dentro de la región de aceptación de la H_0 (zona de aceptación nula), se concluye que no existe diferencia estadística significativa ni al 5% ni al 1% entre la micro-filtración en la parte cervical, producto de la restauración con las lámparas de fotopolimerización en estudio y el uso del desinfectante hipoclorito de sodio al 2.5% como se muestra en la Gráfica 2. Para verificación se realizaron pruebas Duncan (Tablas 5 -6).

	VALO	BLUE PHASE	HALOGENA
Muestra 1 (mm)	2	1,75	2
Muestra 2 (mm)	3	3	3
Muestra 3 (mm)	1	0,5	3,5
Muestra 4 (mm)	0	2	4
Promedio	1,5	1,8125	3,125

Tabla 5. Promedios Duncan microfiltración, sin termociclado, y con Hipoclorito (cervical)

	1,813	3,125	
	0,313 ^{ns}	1,625 ^{**}	1,500
		1,313 [*]	1,813
VALO	1,50	B	
BLUE PHASE	1,81	B	
HALO	3,12	A	

Tabla 6. Grupos de comparación microfiltración, sin termociclado, y con Hipoclorito (cervical)

Lo que nos quiere decir que el existe entre la lámpara Halógena y la VALO, una diferencia significativa del 1%, entre la Halógena y la BLUEPHASE una diferencia significativa a nivel del 5%; y entre la VALO y BLUEPHASE no existe diferencia estadística (Graficas 3-4).

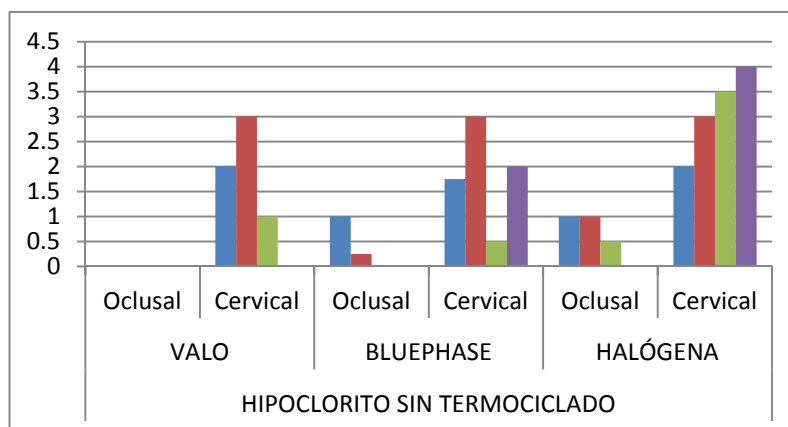


Grafico 3. Relación microfiltración oclusal y cervical entre lámpara halógena y LED usando HCL

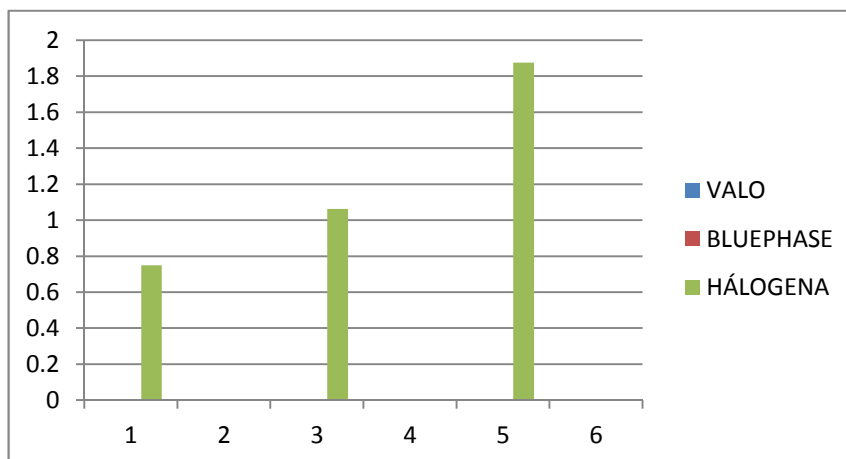


Grafico 4. Efectividad entre la lámpara halógena y las LED usando HCL

En un análisis de varianzas 3 se tomaron en cuenta las siguientes variables: datos pertenecen a terceros molares que no fueron sometidos a termociclado, en cuyo proceso de restauración se utilizó como preparación previa de la estructura clorhexidina al 2% y las lámparas de fotopolimerización en estudio. La medición de la microfiltración (mm) corresponde a la parte oclusal (Tabla 7).

ANOVA para microfiltración, sin termociclado, con Clorexidina (oclusal)						
Fuentes de Variación	Grado de libertad	Suma de cuadrados	Cuadrado medio error	F	F tabular	
					0,05	0,01
Efecto de lámpara, desinfectante	2	0,50	0,25	3,00	3,86	6,99
Error experimental	9	0,75	0,08			
Total	11	1,25				

Tabla 7. Análisis de varianzas para microfiltración, sin termociclado, con Clorexidina (oclusal)



Grafico 5. Limite de significancia para microfiltración, sin termociclado, con Clorhexidina (oclusal)

El límite de significancia al 5 % está dado por un valor F de 3,86, y límite de significancia al 1 % está dado por un valor F de 6,99.

Puesto que el valor de F_c (3,00), se ubica dentro de la región de aceptación de la H_0 (zona de aceptación nula), se concluye que no existe diferencia estadística significativa ni al 5% ni al 1% entre la microfiltración en la parte oclusal, producto de la restauración con las lámparas de fotopolimerización en estudio y el uso de clorhexidina (Grafico 5). Se realizaron para verificación pruebas de comparadores Duncan (Tabla 8)

	VALO	BLUE PHASE	HALOGENA
Muestra 1 (mm)	0	0,5	0
Muestra 2 (mm)	1	0,5	0
Muestra 3 (mm)	0	0,5	0
Muestra 4 (mm)	0	0,5	0
Promedio	0,25	0,5	0

Tabla 8. Promedios Duncan microfiltración, sin termociclado, y con Clorhexidina (oclusal)

	0,250	0,500	
	0,250*	0,500**	0,000
		0,250*	0,250
VALO	0,25		c
BLUE PHASE	0,50		b
HALO	0,00		a

Tabla 9. Grupos de comparación microfiltración, sin termociclado, y con Clorhexidina (oclusal)

Lo que nos quiere decir que el existe entre la lámpara Halógena y la VALO, una diferencia significativa del 5%, entre la Halógena y la BLUEPHASE una diferencia significativa a nivel del 1%; y entre la VALO y BLUEPHASE existe una diferencia significativa del 1% (Tabla 9).

Se realizó un análisis de varianzas 4 basándose en las siguientes variaciones: los datos pertenecen a terceros molares que no fueron sometidos a termociclado, en cuyo proceso de restauración se utilizó como preparación previa de la estructura clorhexidina al 2% y las lámparas de fotopolimerización en estudio. La medición de la microfiltración (mm) corresponde a la parte cervical como se muestra en la Tabla 10.

ANOVA para microfiltración, sin termociclado, con Clorexidina (cervical)						
Fuentes de Variación	Grado de libertad	Suma de cuadrados	Cuadrado medio error	F	F tabular	
					0,05	0,01
Efecto de lámpara, desinfectante	2	2,79	1,40	0,90	3,86	6,99
Error experimental	9	13,94	1,55			
Total	11	16,73				

Tabla 10. Análisis de varianzas para microfiltración, sin termociclado, con Clorexidina (cervical)



Gráfico 6. Límite de significancia para microfiltración, sin termociclado, con Clorhexidina (cervical)

El límite de significancia al 5 % está dado por un valor F de 3,86, y límite de significancia al 1 % está dado por un valor F de 6,99.

Puesto que el valor de F_c (0,90), se ubica dentro de la región de aceptación de la H_0 (zona de aceptación nula), se concluye que no existe diferencia estadística significativa ni al 5% ni al 1% entre la micro-filtración en la parte cervical, producto de

la restauración con las lámparas de fotopolimerización en estudio y el uso del desinfectante clorhexidina (Grafico 6). En las pruebas de comprobación Duncan se obtuvieron los siguientes resultados (Tabla 11-12).

	VALO	BLUE PHASE	HALOGENA
Muestra 1 (mm)	3	1,5	3
Muestra 2 (mm)	2	4	0,5
Muestra 3 (mm)	2	2	3
Muestra 4 (mm)	4	2,5	0
Promedio	2,75	2,5	1,625

Tabla 11. Promedios Duncan microfiltración, sin termociclado, y con Clorhexidina (cervical)

	2,500	2,750	
	0,875 ^{ns}	1,125*	1,625
		0,250 ^{ns}	2,500
VALO	2,75		B
BLUE PHASE	2,50		Ab
HALO	1,65		A

Tabla 12. Grupos de comparación microfiltración, sin termociclado, y con Clorhexidina (cervical)

Lo que nos quiere decir que existe entre la lámpara Halógena y la VALO, una diferencia significativa del 5%, entre la Halógena y la BLUEPHASE no hay diferencia significativa como se muestra en el Grafico 7, entre la VALO y BLUEPHASE no existe diferencia significativa (Grafico 8).

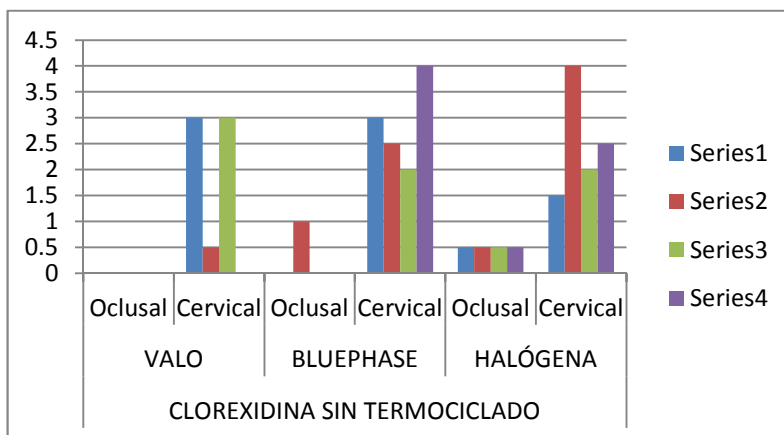


Grafico 7. Relación microfiltración oclusal y cervical entre lámpara halógena y LED usando clorhexidina

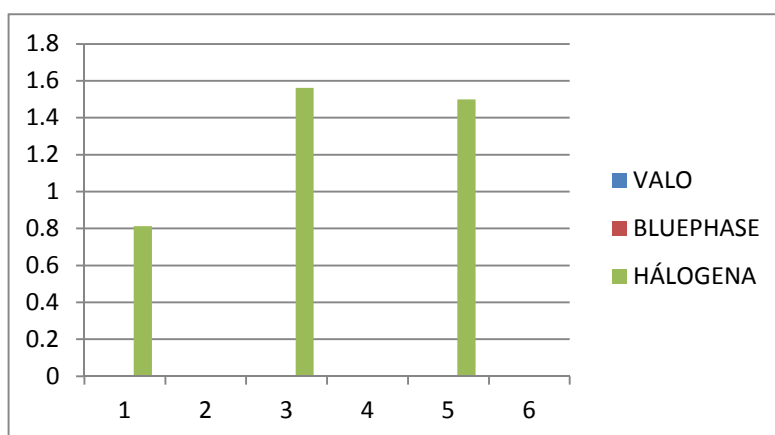


Grafico 8. Efectividad entre la lámpara halógena y las LED usando clorhexidina

En un análisis de varianzas 5 los datos pertenecen a terceros molares que fueron sometidos a termociclado (10.800 ciclos), en cuyo proceso de restauración se utilizó como preparación previa de la estructura hipoclorito al 2.5% y las lámparas de fotopolimerización en estudio. La medición de la microfiltración (mm) corresponde a la parte oclusal como se observa en la Tabla 13.

ANOVA para microfiltración, con termociclado, con Hipoclorito (oclusal)						
Fuentes de Variación	Grado de libertad	Suma de cuadrados	Cuadrado medio error	F	F tabular	
					0,05	0,01
Efecto de lámpara, desinfectante	2	0,08	0,04	0,10	3,86	6,99
Error experimental	9	3,35	0,37			
Total	11	3,43				

Tabla 13. Análisis de varianzas para microfiltración, con termociclado, con Hipoclorito (oclusal)

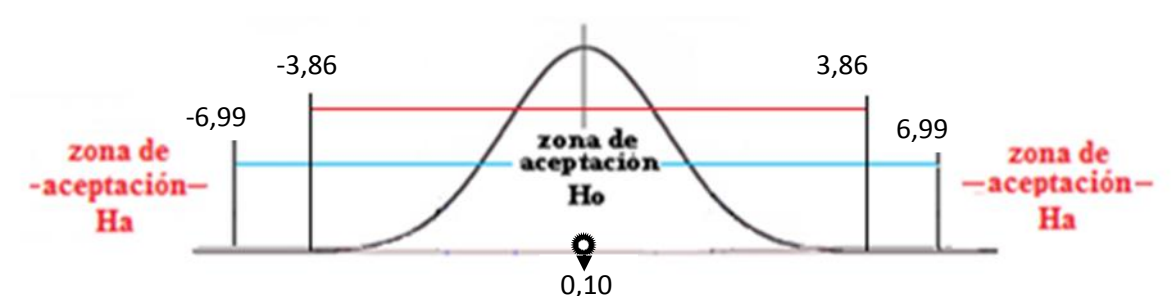


Gráfico 9. Límite de significancia para microfiltración, con termociclado, con Hipoclorito (oclusal)

El límite de significancia al 5 % está dado por un valor F de 3,86, y límite de significancia al 1 % está dado por un valor F de 6,99.

Puesto que el valor de F_c (0,10), se ubica dentro de la región de aceptación de la H_0 (zona de aceptación nula), se concluye que no existe diferencia estadística significativa ni al 5% ni al 1% entre la micro-filtración en la parte oclusal, producto de la restauración con las lámparas de fotopolimerización en estudio y el uso de hipoclorito de sodio al 2.5% (Gráfica 9). Se realizaron para comprobar los resultados pruebas Duncan (Tabla 14).

	VALO	BLUE PHASE	HALOGENA
Muestra 1 (mm)	1,7	1,25	1
Muestra 2 (mm)	0	0,5	0,5
Muestra 3 (mm)	0,5	1	0
Muestra 4 (mm)	0	0	0,5

Promedio	0,55	0,6875	0,5
-----------------	-------------	---------------	------------

Tabla 14. Promedios Duncan para microfiltración, con termociclado, con Hipoclorito (oclusal)

0,550	0,688	
0,050	0,188	0,500
	0,138	0,550
VALO	0,55	A
BLUE PHASE	0,68	A
HALO	0,50	A

Tabla 15. Grupos de comparación para microfiltración, con termociclado, con Hipoclorito (oclusal)

Lo que nos quiere decir que no existe diferencia significativa entre las tres lámparas en estudio (Tabla 15).

Se realizó un análisis de varianzas 6 basado en datos que pertenecen a terceros molares que fueron sometidos a termociclado (10.800 ciclos), en cuyo proceso de restauración se utilizó como preparación previa de la estructura hipoclorito al 2.5% y las lámparas de fotopolimerización en estudio. La medición de la microfiltración (mm) corresponde a la parte cervical (Tabla 16).

ANOVA para microfiltración, con termociclado, con Hipoclorito (cervical)						
Fuentes de Variación	Grado de libertad	Suma de cuadrados	Cuadrado medio error	F	F tabular	
					0,05	0,01
Efecto de lámpara, desinfectante	2	1,53	0,77	1,38	3,86	6,99
Error experimental	9	5,01	0,56			
Total	11	6,55				

Tabla 16. Análisis de varianzas para microfiltración, con termociclado, con Hipoclorito (cervical)

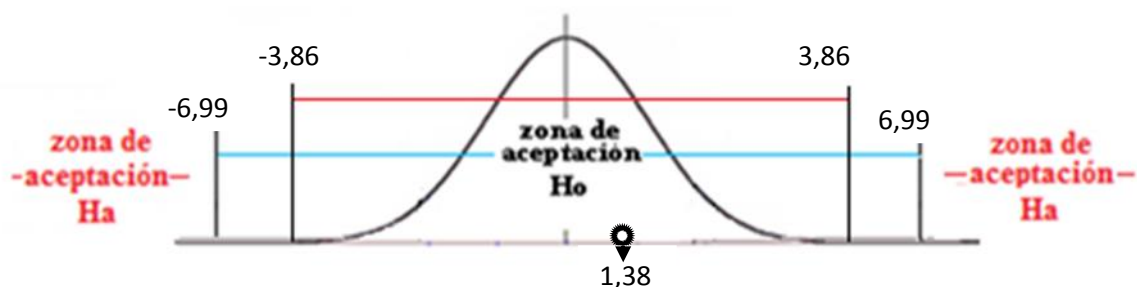


Gráfico 10. Límite de significancia para microfiltración, con termociclado, con Hipoclorito (cervical)

El límite de significancia al 5 % está dado por un valor F de 3,86, y límite de significancia al 1 % está dado por un valor F de 6,99 (Gráfico 10).

Puesto que el valor de F_c (1,38), se ubica dentro de la región de aceptación de la H_0 (zona de aceptación nula), se concluye que no existe diferencia estadística significativa ni al 5% ni al 1% entre la micro-filtración en la parte cervical, producto de la restauración con las lámparas de fotopolimerización en estudio y el uso de hipoclorito de sodio al 2.5%. Las pruebas de los comparadores Duncan reflejan los resultados de las Tablas 17-18.

	VALO	BLUE PHASE	HALOGENA
Muestra 1 (mm)	1	0,5	0,5
Muestra 2 (mm)	0,5	1,75	0,25
Muestra 3 (mm)	0	0,75	0,25
Muestra 4 (mm)	2,5	1,875	0,5
Promedio	1	1,21875	0,375

Tabla 17. Promedios Duncan para microfiltración, con termociclado, con Hipoclorito (cervical)

1,000	1,219	
0,625*	0,844*	0,375
	0,219 ^{ns}	1,000
VALO	1,00	B
BLUE PHASE	1,21	B
HALO	0,37	A

Tabla 18. Grupos de comparación para microfiltración, con termociclado, con Hipoclorito (cervical)

Lo que nos quiere decir es que existen diferencias significativas entre las lámparas Halógena versus BLUEPHASE y VALO, a nivel de un 5%, y que entre las lámparas VALO y BLUEPHASE no existe diferencias estadísticas (Gráficos 11-12).

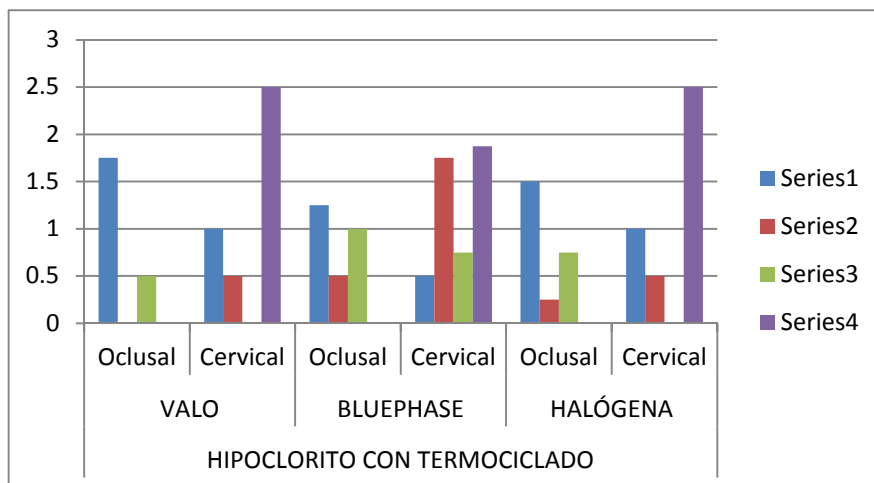


Gráfico 11. Relación microfiltración oclusal y cervical entre lámpara halógena y LED usando HCL sometidas a termociclado

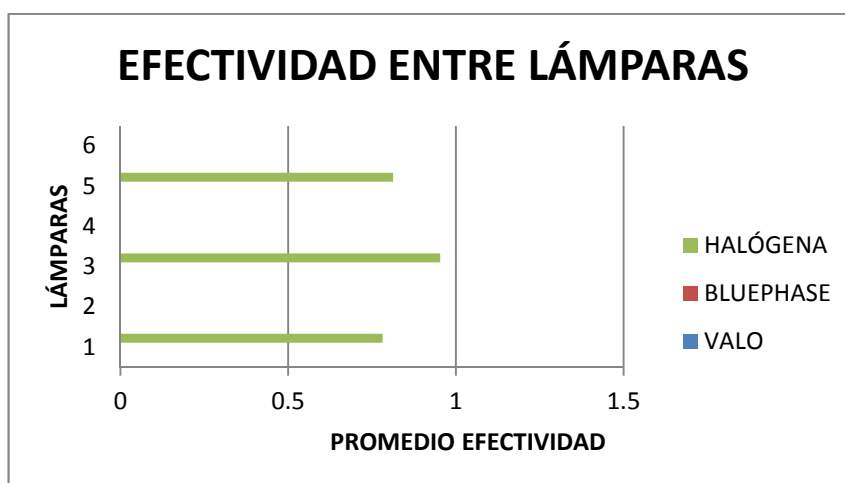


Gráfico 12. Efectividad entre la lámpara halógena y las LED usando HCL sometidas a termociclado

En el análisis de varianza 7 los datos pertenecen a terceros molares que fueron sometidos a termociclado (10.800 ciclos), en cuyo proceso de restauración se utilizó como preparación previa de la estructura clorhexidina 2% y las lámparas de

fotopolimerización en estudio. La medición de la microfiltración (mm) corresponde a la parte oclusal (Tabla 19).

ANOVA para microfiltración, con termociclado, con clorhexidina (oclusal)						
Fuentes de Variación	Grado de libertad	Suma de cuadrados	Cuadrado medio error	F	F tabular	
					0,05	0,01
Efecto de lámpara, desinfectante	2	3,57	1,79	6,51	3,86	6,99
Error experimental	9	2,47	0,27			
Total	11	6,04				

Tabla 19. Análisis de varianzas para microfiltración, con termociclado, con clorhexidina (oclusal)



Grafico 13. Límite de significancia para microfiltración, con termociclado, con clorhexidina (oclusal)

El límite de significancia al 5 % está dado por un valor F de 3,86, y límite de significancia al 1 % está dado por un valor F de 6,99.

Puesto que el valor de F_c (6,51), se ubica dentro de la región de aceptación de la H_a (zona de aceptación), se concluye que existe diferencia estadística significativa al 5% de la micro-filtración en la parte oclusal, producto de la restauración con las lámparas de fotopolimerización en estudio y el uso de clorhexidina (Grafico 13). Se realizaron pruebas de verificación Duncan (Tabla 20).

	VALO	BLUE PHASE	HALOGENA
Muestra 1 (mm)	3,5	1	2,5
Muestra 2 (mm)	2,5	2,5	2,5
Muestra 3 (mm)	2,5	1,5	2,25
Muestra 4 (mm)	3,5	1,75	3
Promedio	3	1,6875	2,5625

Tabla 20. Promedios Dunca para microfiltración, con termociclado, con clorhexidina (oclusal)

	2,563	3,000	
	0,875**	1,313**	1,688
		0,438 ^{ns}	2,563
VALO		3,00	B
BLUE PHASE		1,68	B
HALO		2,56	A

Tabla 21. Grupos de comparación para microfiltración, con termociclado, con clorhexidina (oclusal)

Lo que nos quiere decir es que existen diferencias significativas entre las lámparas Halógena versus VALO, no existe diferencia estadística, y que entre la lámpara BLUEPHASE versus la Halógena y VALO, existe una diferencia a nivel de un 1% (Tabla 21).

El último análisis de varianzas 8 utilizo datos que pertenecen a terceros molares que fueron sometidos a termociclado (10.800 ciclos), en cuyo proceso de restauración se utilizo como preparación previa de la estructura clorhexidina al 2% y las lámparas de fotopolimerización en estudio. La medición de la micro-filtración (mm) corresponde a la parte cervical (Tabla 22).

ANOVA para microfiltración, con termociclado, con clorhexidina (cervical)					
Fuentes de Variación	Grado de libertad	Suma de cuadrados	Cuadrado medio error	F	F tabular
					0,05 0,01
Efecto de lámpara, desinfectante	2	2,91	1,45	7,09	3,86 6,99

Error experimental	9	1,84	0,20
Total	11	4,75	

Tabla 22. Análisis de varianzas para microfiltración, con termociclado, con clorhexidina (cervical)



Gráfico 14. Límite de significancia para microfiltración, con termociclado, con clorhexidina (cervical)

El límite de significancia al 5 % está dado por un valor F de 3,86, y límite de significancia al 1 % está dado por un valor F de 6,99.

Puesto que el valor de F_c (7,09), se ubica dentro de la región de aceptación de la H_a (zona de aceptación), se concluye que existe diferencia estadística significativa al 1% de la microfiltración en la parte oclusal, producto de la restauración con las lámparas de fotopolimerización en estudio y el uso de clorhexidina al 2% (Gráfico 14). Se realizaron pruebas de Duncan para verificar los resultados anteriores (Tablas 23-24).

	VALO	BLUE PHASE	HALOGENA
Muestra 1 (mm)	2	0	0,25
Muestra 2 (mm)	0,25	0,25	0
Muestra 3 (mm)	1	0	0,5
Muestra 4 (mm)	1,5	0	0,25
Promedio	1,1875	0,0625	0,25

Tabla 23. Promedios Duncan para microfiltración, con termociclado, con clorhexidina (cervical)

	0,250	1,188	
	0,188 ^{ns}	1,125**	0,063
		0,938**	0,250
VALO		1,18	B
BLUE PHASE		0,06	B
HALO		0,25	A

Tabla 24. Grupos de comparación para microfiltración, con termociclado, con clorhexidina (cervical)

Lo que nos quiere decir es que existen diferencias significativas entre las lámparas VALO versus Halógena y BLUEPHASE, existen diferencias estadísticas al nivel de 1% (Gráficos 15-16).

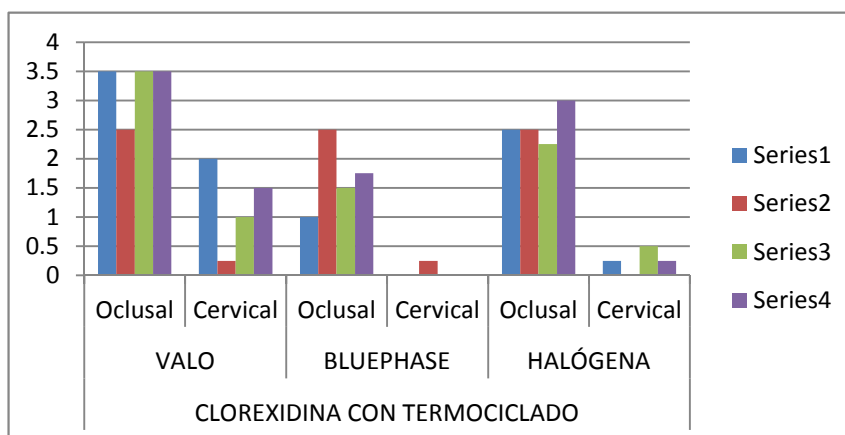


Gráfico 15. Relación microfiltración oclusal y cervical entre lámpara halógena y LED usando clorhexidina sometidas a termociclado

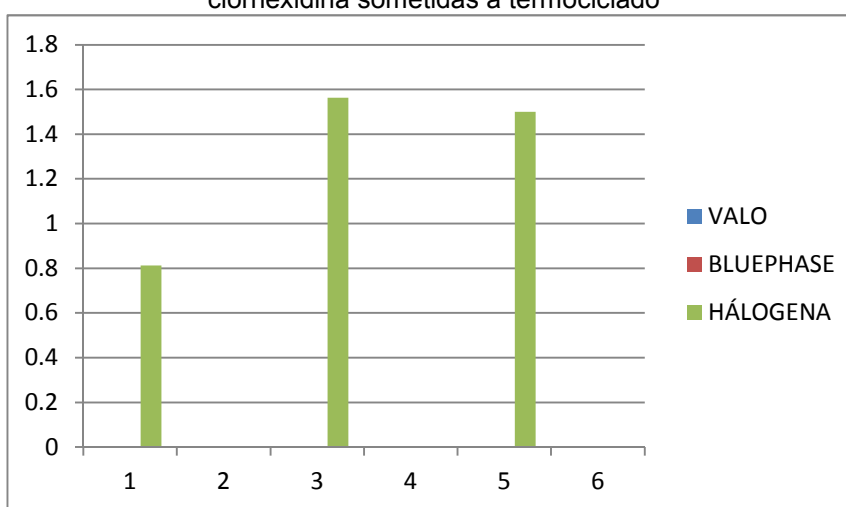


Gráfico 16. Efectividad entre la lámpara halógena y las LED usando clorhexidina sometidas a termociclado

Para corroborar estos resultados estadísticos una muestra perteneciente a cada grupo de estudio fue tomada al azar y evaluada al MEB obteniéndose fotomicrografías todas ellas con el mismo aumento. Estas fotografías se muestran a seguir en las siguientes figuras:

Muestra fotopolimerizada con lámpara VALO, donde se usó hipoclorito sin ser sometida a termociclado, perteneciente al grupo 1, donde se aprecia excelente adaptación interfase diente-resina, sin espacio o gaps entre diente-resina compuesta (Figura 22).

Muestra fotopolimerizada con lámpara VALO, donde se usó clorhexidina, sin ser sometida a termociclado, perteneciente al grupo 2, donde se observa buena unión en la interfase diente resina compuesta, sin embargo existe apertura especialmente a nivel cervical, si se evidencia presencia de gaps (Figura 23).

Muestra fotopolimerizada con lámpara BLUEPHASE, donde se usó hipoclorito, sin ser sometida a termociclado, perteneciente al grupo 3, donde no hubo buena unión interfase diente-resina compuesta, ni tampoco dentina-resina compuesta. Observándose mayor presencia de brechas o gaps (Figura 24).

Muestra fotopolimerizada con lámpara BLUEPHASE, donde se usó clorhexidina, sin ser sometida a termociclado, perteneciente al grupo 4, donde se aprecia una deficiente adaptación resina compuesta-diente, en interfase existe la presencia de gaps (Figura 25)

Muestra fotopolimerizada con lámpara LITEX 680A, donde se usó hipoclorito, sin ser sometida a termociclado, perteneciente al grupo 5, donde no existe buena

adaptación de resina compuesta- diente. En la interfase existe presencia de espacios diente-resina compuesta más amplios y generalizados (Figura 26).

Muestra fotopolimerizada con lámpara LITEX 680A, donde se usó clorhexidina, son ser sometida a termociclado, perteneciente al grupo 6, donde se evidencia la presencia de brechas en interfase diente- resina compuesta, no existe buena adaptación resina- diente especialmente en la zona axial. A nivel cervical se observa que resina compuesta no se adapta bien en su primera capas de fotopolimerización (Figura 27).

Muestra fotopolimerizada con lámpara VALO, donde se usó hipoclorito y se sometió a proceso de termociclado, perteneciente al grupo 7, donde se puede observar buena adaptación en interfase diente restauración, pero con presencia de espacios o gaps entre las paredes de la cavidad de dentina adhesivo-resina especialmente en la región cervical a nivel de las paredes gingival y axial de la cavidad (Figura 28).

Muestra fotopolimerizada con lámpara VALO, donde se usó clorexididna y fue sometida a proceso de termociclado, perteneciente al grupo 8, donde se puede apreciar buena adaptación interfase diente-resina, pero a nivel de la dentina de la pared gingival en cervical se evidencian mayor cantidad de grietas o gaps a manera de espacios o reservorios de material adhesivo (Figura 29).

Muestra fotopolimerizada con lámpara BLUEPHASE, donde se usó hipoclorito y fue sometida a proceso de termociclado, perteneciente al grupo 9, donde no existe buena adaptación de la resina compuesta en interfase diente restauración, sin embargo la presencia de gaps son menos evidentes, pero la microfiltración fue mayor debido a la pobre adaptación en la interfase diente restauración (Figura 30).

Muestra fotopolimerizada con lámpara BLUEPHASE, donde se usó clorhexidina y fue sometida a proceso de termociclado, perteneciente al grupo 10, donde no se aprecia una buena adaptación interfase diente restauración, brechas observamos en toda la cavidad resina compuesta y diente evidenciándose más en la zona cervical (Figura 31).

Muestra fotopolimerizada con lámpara LITEX 680A, donde se usó hipoclorito y fue sometida a proceso de termociclado, perteneciente al grupo 11, en la cual se observa buena adaptación interfase resina diente y menos presencia de gaps entre dentina y resina (Figura 32).

Muestra fotopolimerizada con lámpara LITEX 680A, donde se usó clorhexidina y fue sometida a proceso de termociclado, perteneciente al grupo 12, donde es más evidente interfase diente restauración y gaps también tanto en dentina cervical e incluso entre esmalte y resina compuesta a nivel oclusal (Figura 33).

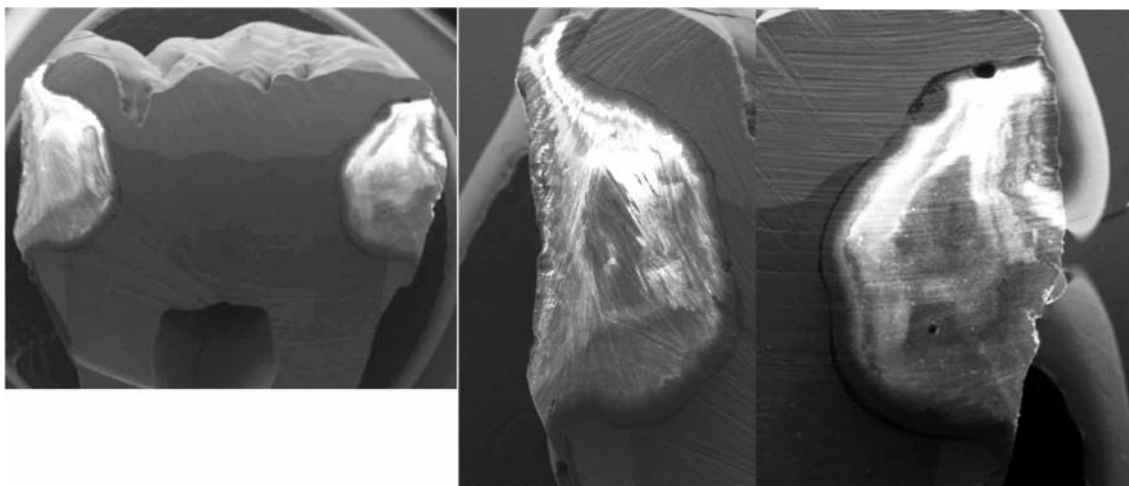


Figura 22. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara VALO en las que se uso HCL

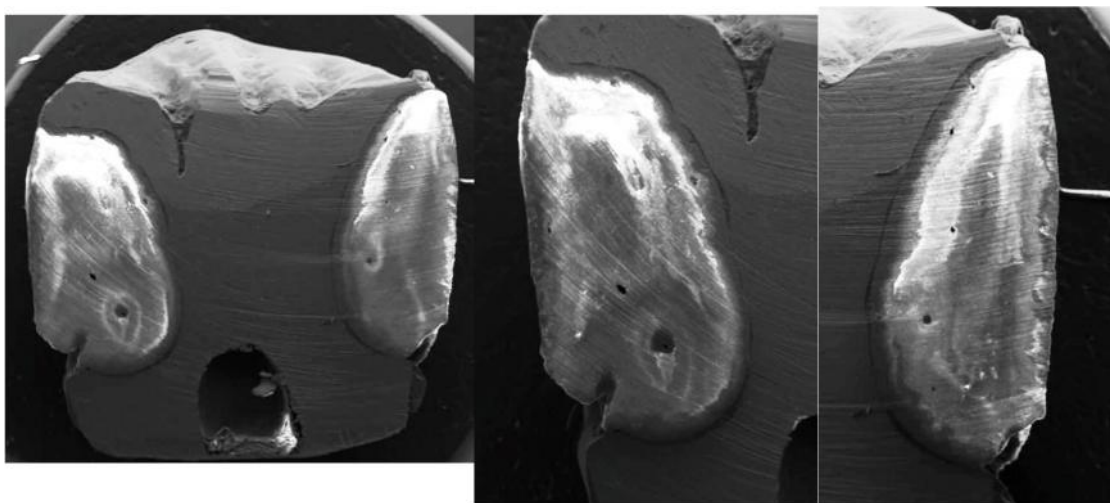


Figura 23. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara VALO en las que se uso Clorhexidina

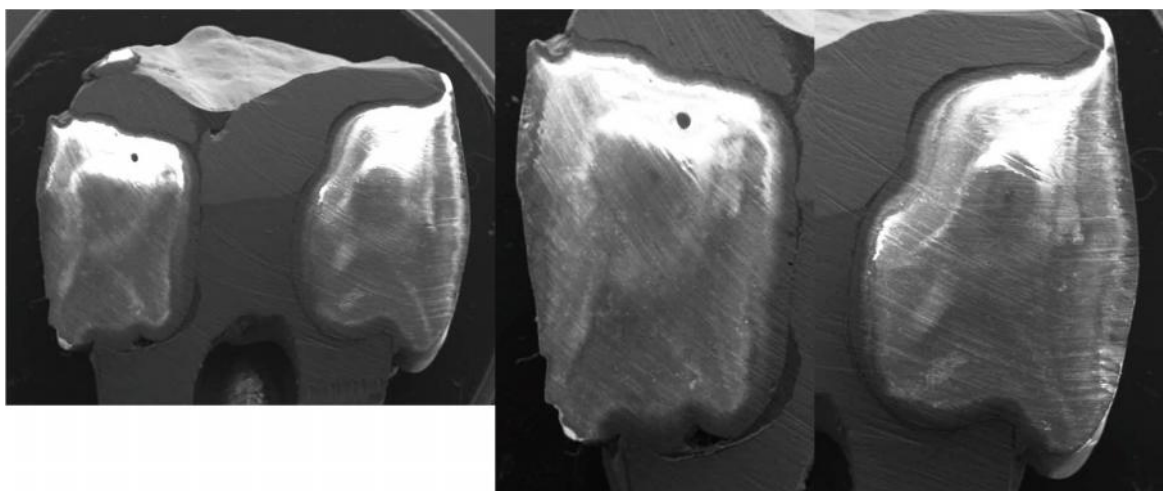


Figura 24. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara BLUEPHASE en las que se uso HCL.

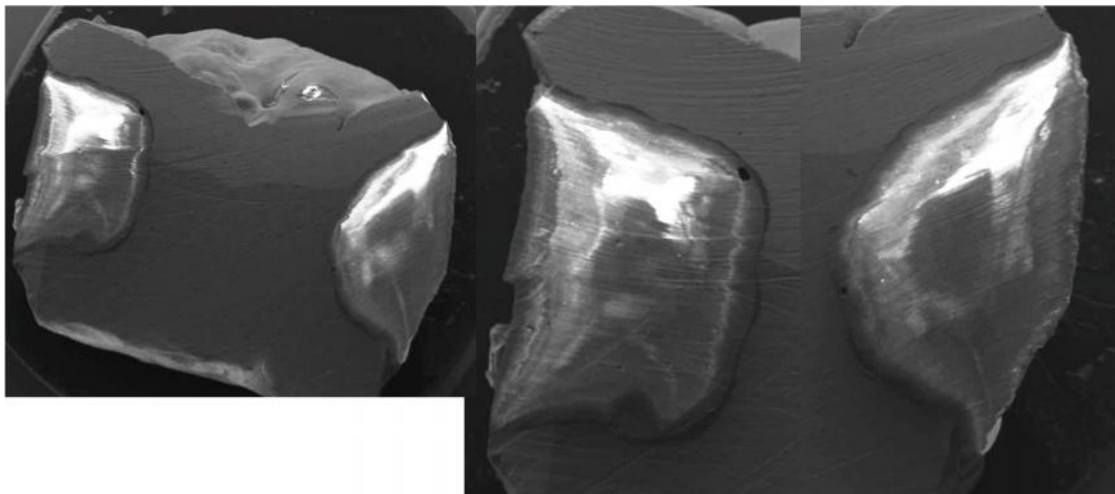


Figura 25. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara BLUEPHASE en las que se uso Clorhexidina.

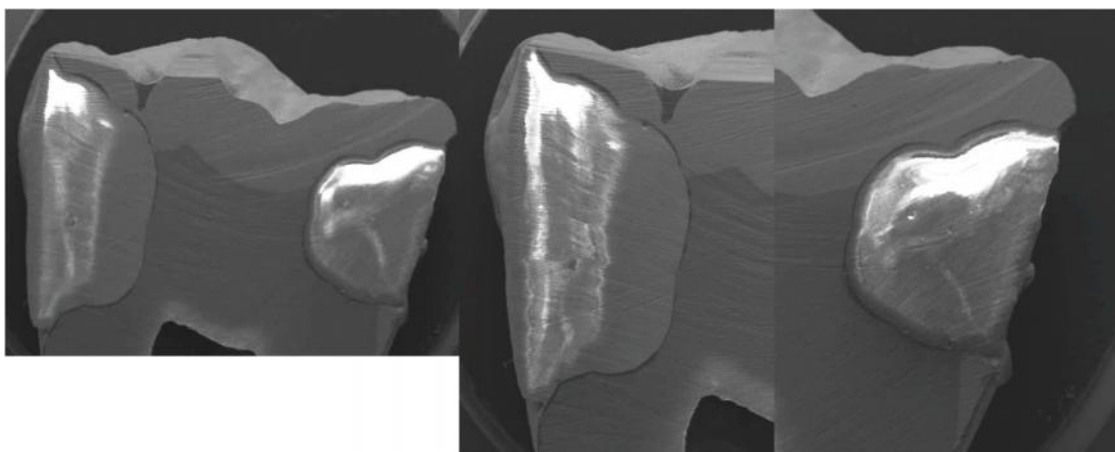


Figura 26. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara LITEX 680A en las que se uso HCL

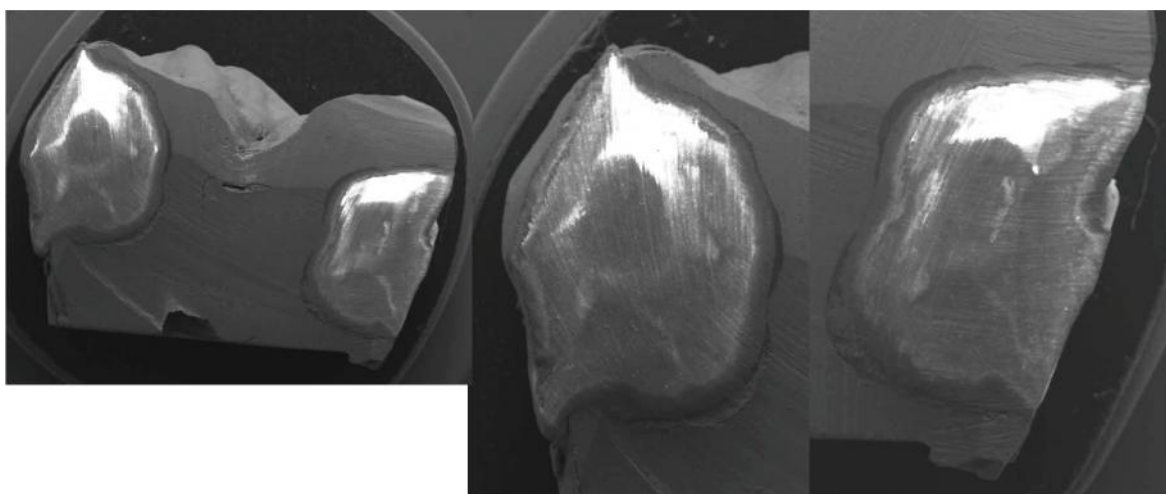


Figura 27. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara LITEX 680A en las que se uso Clorhexidina.



Figura 28. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara VALO en las que se uso HCL, sometidas a termociclado

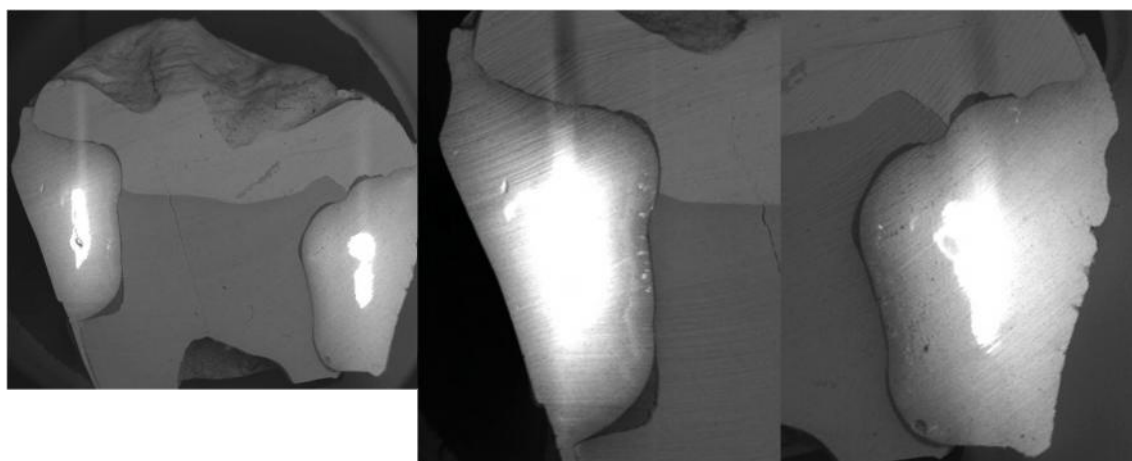


Figura 29. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara VALO en las que se uso clorhexidina, sometidas a termociclado

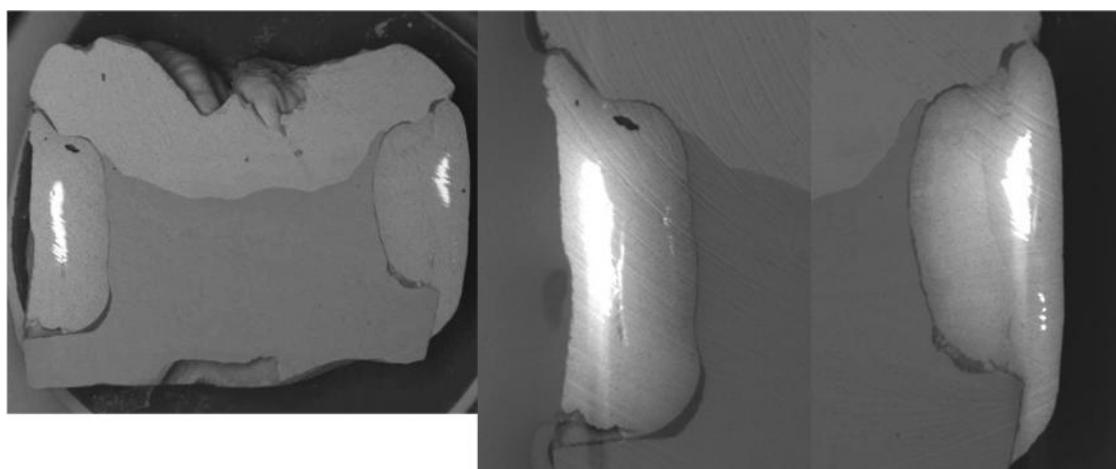


Figura 30. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara BLUEPHASE en las que se uso HCL, sometidas a termociclado

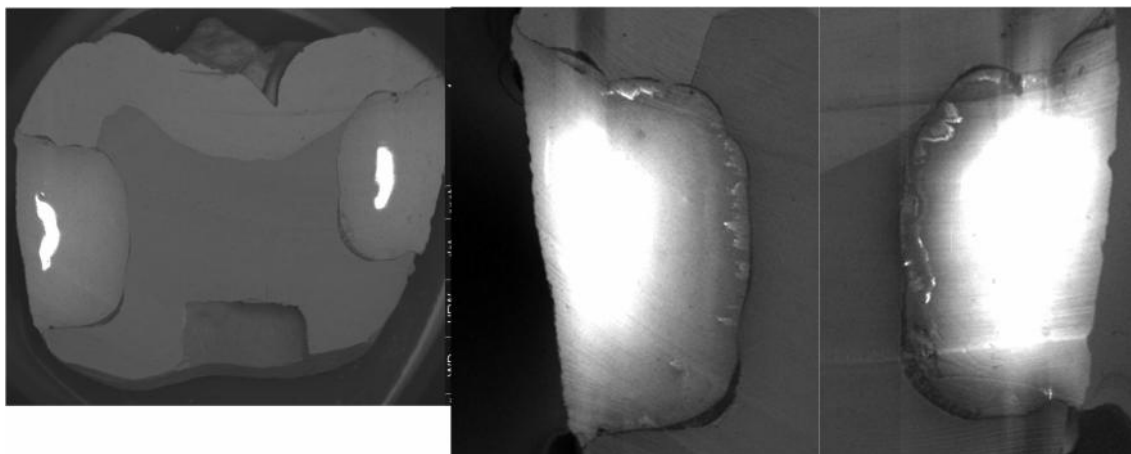


Figura 31. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara BLUEPHASE en las que se uso Clorhexidina, sometidas a termociclado

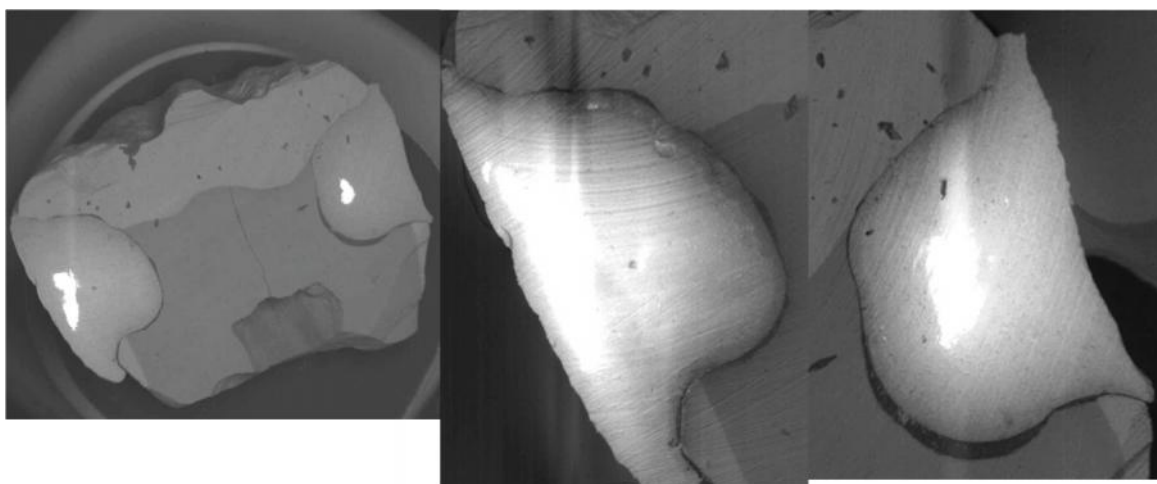


Figura 32. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara LITEX 680A en las que se uso HCL, sometidas a termociclado

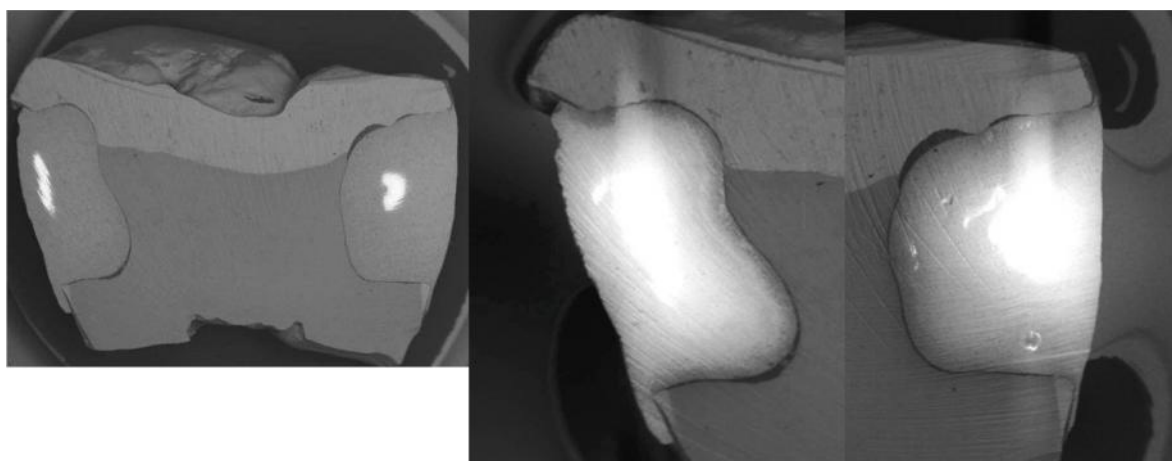


Figura 33. Microfotografías de muestras fotopolimerizadas con lámpara LITEX 680A en las que se uso Clorhexidina, sometidas a termociclado

7. DISCUSIÓN

La búsqueda por conseguir el material de restauración más adecuado que consiga mantenerse en boca de los pacientes cumpliendo las expectativas de estética, durabilidad, adaptación y resistencia adecuadas es una constante aun no superada, los materiales han sufrido mejoras en su composición colocando componentes inorgánicos que buscan mejorar las características y propiedades de los materiales (Andrade 2009). Sin embargo existe un sin número de factores que pueden influenciar en el éxito o fracaso de estos materiales, factores no siempre que pueden ser controlados por el dentista como los propios hábitos del paciente o incluso alteraciones propias del material.

Buscando obtener las mejores propiedades de los materiales día a día nos encontramos en el mercado nuevas lámparas de fotopolimerización que según los fabricantes prometen ser la solución a los múltiples problemas que aquejan a los materiales resinosos, estos dispositivos o lámparas de fotopolimerización se presentan como alternativas para controlar un problema enorme como es la contracción de polimerización (Sánchez y Espías 2002).

El clínico en general entonces se encuentra con la encrucijada de saber elegir de forma adecuada la lámpara que más se acerque a sus expectativas en cuanto a potencia o diseño ergonómico.

Las lámparas de luz halógena fueron usadas con gran éxito durante algunos años, sin embargo se han visto desplazadas por las lámparas de luz LED, quienes se presentan como alternativas por su diseño y por su potencia que muchas de las veces llega a 3000mW/cm² comparado con las halógenas que llegan a 600mW/cm²

(Koellensperger, 2003). Pero no solo resulta la potencia un factor importante a tenerse en cuenta, sino también la forma de como esta intensidad es emitida por la lámpara, encontrándose de este modo con diferentes programaciones como una emisión de forma intermitente en rampa o una emisión de luz en una intensidad continua. Una lámpara que aporte más intensidad y más rapidez no quiere decir que sea mejor que una menos intensa y más lenta. (Villaruel, 2003), todas estas formas y alternativas presentadas están buscando controlar la contracción de polimerización.

Esta contracción que sufre la resina durante la polimerización, no solo afecta la integridad de la resina sino y sobre todo afecta a la integridad dental, pues al no permitir la completa adaptación del material restaurador a la superficie dental se produce una interfase que se presenta como responsable de la posterior entrada de microorganismos, dando como resultado caries secundaria o incluso permite la formación de espacios micrométricos en la interface diente restauración presentados a consecuencia de la unión química presente entre resina restauradora y sistema adhesivo de esta manera se modifica la capa híbrida dentro de la estructura dental produciéndose microespacios a este nivel conocidos como nano filtración (Hannig y Friedrichs, 2001), estos espacios que se presentan como responsables de la sensibilidad post operatoria.

Según Brannstrom 1976, las bacterias son capaces de penetrar por el espacio de la interface diente y restauración, provocando una respuesta pulpar adversa, sensibilidad posoperatoria y caries entre otras complicaciones. De esta manera el objetivo de este estudio fue evaluar el grado de microfiltración en restauraciones de

resina provocada por el empleo de lámparas de fotopolimerización de diferentes potencias disponibles actualmente en el mercado ecuatoriano.

En este estudio in vitro se utilizaron muestras aparentemente sanas sin imperfecciones, sin importar el estado de formación de su ápice, y las cavidades realizadas fueron padronizadas en cuanto a su profundidad y dimensiones, pese a esto pudo haberse presentado cierto error humano o alteraciones en las estructuras dentales con variaciones de entre diente y diente que pudieron influenciar en nuestros resultados, esta puede ser la causa por la que en muchas de las fotografías se observó un preparo cavitario con paredes y ángulos rectos y no redondeados como fue el propósito inicial, la literatura refiere que la conformación de las paredes cavitarias podría ser la responsable en gran parte de la microfiltración al constituirse en zonas de acumulo de material resinoso del sistema adhesivo, el mismo que en paredes y ángulos rectos no fluye correctamente, almacenándose y por tanto siendo causante de la microfiltración que con los procesos de envejecimiento y la hidrólisis consecuente produce espacios o gaps que si fueran restauraciones in vivo serían los causantes de la sensibilidad pos operatoria

Para la evaluación del grado de microfiltración, utilizamos el método de penetración de contraste con azul de metileno, ya que el tamaño de sus partículas son idénticas al tamaño de las partículas bacterianas y sus productos metabólicos; de igual manera su pH de 5.5 simula las condiciones ácidas de los metabolitos bacterianos (Nilgum et al 2004). Al ser un estudio in vitro este fue el método más seguro de evaluación, midiendo a través de una lima endodóntica y regla milimetrada la cantidad de colorante que penetraba, muchas veces en clínica la evaluación del grado de filtración no es tan sencilla y es imposible muchas veces

una evaluación radiográfica certera, es por esto que clínicamente es difícil percatamos de fracasos en las restauraciones por presencia de microfiltración en etapas tempranas, siendo evidente estos problemas cuando existe un comprometimiento pulpar irreversibles.

El termociclado constituye un proceso laboratorial a través del cual se consigue el envejecimiento de muestras experimentales, mediante la simulación de cambios térmicos que ocurren diariamente en la boca, para lo cual las muestras experimentales se someten a cambios bruscos de temperatura, estas temperaturas en las que las muestras entran en contacto están basados en temperaturas toleradas tanto por las piezas dentarias como tejido blando. Mediante estos cambios térmicos se pretende observar modificaciones de las propiedades físicas de los materiales dentales como: la propagación de fisuras internas, en las interfases adhesivas o dentro del mismo material. Pero también estos cambios de temperatura pueden provocar variaciones de las dimensiones de los gaps ya existentes, entre la interfase diente restauración, creando un fenómeno conocido como la percolación, que consiste en la succión de los fluidos orales al enfriarse y contraerse el material y la posterior expulsión al calentarse y dilatarse, en un flujo-reflujo constante (Torrejon, 2003) esta puede ser la explicación por la que en las fotomicrografías por nosotros obtenidas tras análisis al MEB, se evidencia una notoria diferencia entre las muestras sometidas a termociclado y las sometidas a evaluación inmediatamente posterior a su confección, tanto en el grupo sometido al contacto con clorhexidina como al sometido al proceso de desproteización e incluso independientemente en las tres lámparas empleadas en este estudio.

La presencia de gaps en la interfase diente-restauración observados en nuestras microfotografías pueden haber sido presentados por cambios físicos del material resultantes de la hidrólisis de los bondings y cementos, tras el desdoblamiento de la molécula orgánica (matriz resinosa) por un exceso de agua, producto de la falta de unión o correcta relación diente restauración o más específicamente dentina-bonding- resinas, que pudo haberse ocasionado por la propia contracción de la resina o por la acción de las lámparas que como pudo verificarse no tuvieron una diferencia tan grande entre ellas.

Los cambios producidos tras el envejecimiento inducido o no, clínicamente pueden causar dolor o sensibilidad, tinción marginal o caries secundarias e incluso daño pulpar. (Gale y Darvell 1999).

La microfiltración como fue evidenciada en este estudio se presentó a nivel cervical como a nivel oclusal, tanto en los grupos sometidos a clorhexidina como hipoclorito, observándose en análisis estadístico ANOVA menor microfiltración en las muestras que se utilizó como preparación previa de la estructura hipoclorito de sodio al 5.25%, con cualquiera de los 3 tipos de lámparas (halógena y dos LED de diferente intensidad según el fabricante) siendo esta contracción más evidente en la pared cervical que en la oclusal y más evidente en aquellas sometidas a termociclado, que en aquellas evaluadas inmediatamente. Lo que puede ser explicado por la acción del hipoclorito de sodio sobre la estructura donde según Espinosa produce una desproteinización que es un elemento fundamental para lograr que el ácido fosfórico ejerza su acción sobre la superficie del esmalte a tratar, aumentando la superficie de esmalte grabada en forma retentiva, con la posibilidad de obtener mayor retención y sellado marginal.

La literatura refiere estudios desde 1995 sobre la acción del hipoclorito de sodio en esmalte, esta sustancia aparentemente modifica la fibra colágena es decir los componentes orgánicos de la estructura dental tanto en esmalte como en dentina, apreciándose en el esmalte una mejora evidente en la adhesión al permitir que el ácido fosfórico aplicado posterior al producto actué de manera más completa y eficiente sobre la superficie al no presentar interferencias, estudios como el de Estrela y cols., 2002, espinoza 2008, donoso 2011 así lo confirman.

Según Dunn 2002, aparentemente existen diferencias significativas entre la lámpara halógena y las LED, coincidiendo con los resultados de nuestro estudio, posiblemente por la potencia que estas reportaron según manual del fabricante (Halógena 500mw/cm², Bluephase 1.200mw/cm² y Valo 3.200mw/cm²). Estas diferencias se evidenciaron más cuando analizadas las muestras sometidas o no a termociclado, donde la lámpara VALO (Ultradent) presenta menores valores de microfiltración y la halógena mayores, sin embargo cuando no sometidas las muestras a procedimientos de envejecimiento los resultados cambian y las diferencias entre las lámparas desaparecen.

Aparentemente las tres lámparas por su potencia permiten un comportamiento diferente de las muestras en los momentos iniciales tras la polimerización, pero cuando el tiempo pasa posiblemente la brecha evidenciada en la interfase diente restauración se va aumentando por la hidrólisis producida por los cambios de temperatura, de tal manera que la microfiltración se evidencia en valores aumentados con las tres lámparas siendo menos evidente en el grupo hipoclorito de sodio

Es decir aparentemente la mayor potencia evidenciada en la lámpara Valo y la misma técnica de polimerización incremental que la lámpara presenta, son superiores cuando comparados a una potencia baja y uniforme como la observada en la lámpara halógena.

Es de destacar que las lámparas fueron medidas en su potencia mediante radiómetro, sin embargo la lámpara Valo según el distribuidor del producto en el país, pese a contar con radiómetro propio de la lámpara, este no es comercializado en el país, esta fue una circunstancia por la cual la medición de la intensidad de la lámpara fue realizada con un radiómetro para lámparas LED, específicamente el radiómetro de la lámpara Bluephase. La literatura recomienda que cada lámpara debe poseer su propio radiómetro y es una sugerencia válida si pensamos que cada lámpara tiene una característica determinada y específica.

Al analizar los resultados de las dos sustancias aplicadas antes del grabado ácido, el hipoclorito al 5.25% y la clorhexidina al 2% podemos evidenciar que existe una diferencia estadísticamente importante entre las dos sustancias donde el hipoclorito permite menor microfiltración. Lo que puede ser explicado por una preparación de fibras colágenas con su remoción o modificación dada por el hipoclorito que permitiría aparentemente una penetración mejor de adhesivos.

Pero sin embargo en dentina se sugiere ciertas precauciones considerando que la acción del primer contenido en el sistema adhesivo puede afectar negativamente o positivamente en la acción de la sustancia sobre la estructura orgánica dental, nuestros resultados mostraron excelente acción del hipoclorito de sodio en (One Step plus/Bisco) un adhesivo de quinta generación que contienen acetona como primer que interactúa favorablemente con la estructura y su

preacondicionamiento con hipoclorito de sodio permitiendo una íntima unión a la estructura dental y resina (Ulrich y Ruppert, 2005) y cuya presencia en las paredes no produce ningún tipo de interacción con los procesos adhesivos; al analizar nuestros resultados la clorhexidina no modificaría la estructura dental, únicamente la limpia y la desinfecta, modificando entonces el grosor del smear layer formado tras el preparo cavitario lo que beneficia al ingreso del adhesivo pero al no actuar sobre el elemento colágeno no interactúa con él y por tanto aparentemente no permite una íntima unión, facilitando la microfiltración evidenciada en este estudio.

Siguiendo con el mismo pensamiento, una padronización de la humedad de la superficie dental se puede tratar de realizar al colocar el aire proveniente de la jeringa triple a una misma distancia, sin embargo esto en clínica es algo difícil. En este estudio con todos los cuidados realizados no pudimos encontrar en un mismo grupo valores de microfiltración semejantes en todas las muestras, por el contrario se evidencian variaciones que son más evidentes en los grupos clorhexidina y termociclado donde existe en las tres lámparas variaciones de los valores en cada grupo pero no una diferencia entre las tres lámparas, es decir en el mismo grupo existió muestras de valores bajos y otros altos pero al comparar las tres lámparas no hubo una diferencia notoria entre ellas cuando recibieron clorhexidina y fueron sometidas a termociclado, en el grupo hipoclorito realizado con termociclado los valores de filtración son menores que el grupo clorhexidina y se encuentran más uniformes es decir sin tanta variación, en este estudio se buscó siempre mantener una humedad similar, sin embargo que cabe siempre la duda de la posibilidad de que alguna muestra pudo haber sido secada más de lo necesario y por tanto haberse presentado un colapso de las fibras colágenas o por lo contrario haberse

dejado muy húmeda, por ello las variaciones de los valores incluso dentro de un mismo grupo.

La presencia evidente en algunas fotografías de burbujas entre la masa de resina, pese a la colocación de resina compuesta en las preparaciones cavitarias, fue realizada por incrementos de tamaño padronizado, en una misma dirección, por un mismo operador y al ser realizado el estudio in vitro, siempre existe la posibilidad de no compactar adecuadamente la resina y dejar burbujas dentro de la masa que más tarde podrían perjudicar la durabilidad de la restauración o mismo proporcionar alteraciones pulpares irreversibles.

Los procesos adhesivos requieren ser ejecutados con todos los cuidados necesarios y siguiendo los protocolos establecidos y recomendados por el fabricante; el uso de lámparas de fotopolimerización deberá ser ejecutado de la manera más cuidadosa y las preparaciones previas a la inserción de los materiales resinosos deberán ser realizadas de manera muy cuidadosa, sin embargo nuestras restauraciones corren un alto riesgo de fracaso, serán necesarios muchos estudios más que busquen controlar los factores antes mencionados y sacar a flote las mejores propiedades de estos. Finalmente se puede decir que no se confirma la hipótesis planteada en nuestro estudio pues las lámparas LED con emisión de hasta 512 nanómetros no permiten mejor adaptación de la resina con la dentina y el esmalte cuando comparadas a las halógenas, al ser sometidas las muestras a procesos de envejecimiento y coloración.

8. CONCLUSIONES

En las condiciones en que este estudio fue realizado podemos concluir que:

- Las lámparas de luz halógena (Litex 680A) permiten una mayor microfiltración en la interfase diente restauración en cavidades restauradas con resina tanto en la pared incisal como gingival, cuando son evaluadas inmediatamente pos su confección con hipoclorito y clorhexidina; pero por otro lado cuando sometidas a termociclado no presentan diferencias con las otras lámparas evaluadas tanto al emplear clorhexidina como hipoclorito
- La lámpara LED (Valo) en restauraciones de resina permiten una menor microfiltración en la interfase diente restauración tanto en la pared incisal como gingival, cuando evaluadas inmediatamente pos su confección, en la que se utilizo hipoclorito y clorhexidina; pero al ser sometidas a termociclado no presenta diferencias significativas con las otras lámparas.
- La lámpara LED (Bluephase) en restauraciones de resina, permiten una menor microfiltración a comparación de la lámpara de luz halógena, en la interfase diente restauración tanto en la pared incisal como gingival, cuando evaluadas inmediatamente pos su confección, en la que se utilizo hipoclorito y clorhexidina; pero al ser sometidas a termociclado no presenta diferencias significativas con las otras lámparas.
- Al comparar hipoclorito y clorhexidina, existen diferencias significativas entre las dos sustancias siendo observada mayor microfiltración con clorhexidina, aparentemente esta únicamente nos ayudara en la limpieza y desinfección de la cavidad, mas no en un cambio de la estructura dental para que se facilite la

penetración del adhesivo, sin diferencia de estos resultados entre las tres lámparas evaluadas y tras termociclado o no.

9. RECOMENDACIONES

- Es importante medir con un radiómetro, nuestras lámparas (valores aceptables mayores de 350-400 mW/cm²) y limpiar la punta de los restos de resina con un sistema eficaz. Valores continuos inferiores a 400 mW/cm² medidos por el radiómetro indican la necesidad de cambiar la bombilla y/o revisar el filtro y/o el estado de las fibras de la punta de luz.
- El resultado final de nuestras obturaciones va a depender de una correcta simbiosis entre material de obturación, lámparas de fotocurado y sobre todo protocolos de utilización rigurosos que partan de un profundo conocimiento de todas las variables
- Se recomienda la elaboración de más investigaciones en las que se evalúen porcentajes menores de las dos sustancias empleadas en este estudio, para la determinación de una concentración ideal.

10. BIBLIOGRAFÍA.

- Andrade D. Evaluación de la resistencia flexural de la resina Filtek P60 sometida a polimerización a través de diferentes lámparas de fotocurado. (Tesis de posgrado) Universidad San Francisco de Quito, 2009.
- (Giner, Ribera, Cucurella, Ferrá 2004).
- (Lutz y cols., 1984;Lutz y cols., 1986; Ruyte, 1985). Dietschi D, Spreafico R. Restauraciones adhesivas no metálicas: conceptos actuales para el tratamiento estético de los dientes posteriores. Masson. Barcelona España 1998. Pg 50
- Saravia P. Volumetric polymerization shrinkage of contemporary composite resins. J. Appl. Oral Sci. vol.15 no.5 Bauru Sept./Oct.1999
- Gumbau GC. Fuentes Lumínicas para la fotoactivación en odontología. Quintessence (ed. esp.) Vol. 16, N°3, 2003.
- Leonard DL, Charlton DG, Robert HR, Hilton TJ, Zionic A. Determination of the minimum irradiance required for adequate polymerization of a hybrid and a microfill composite. Oper Dent 2001; 26(2):176-80.
- Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. J. Am. Dent. Assoc. (2002); 133(3): 335-41.
- Sánchez, L; Espía A. La Fotopolimerización en 2002. Avances en Odontoesmatología. Scielo Octubre 2003. Disponible en:
- Barroncos MJ. Operatorio dental. 4ª Ed. 2006. Ed. Panamericana.

- Koellensperger P. "Fotopolimerización: entre dudas y realidades". 2003 New&Now. 1:26-27.
- Peralta C. Comparación de la resistencia de unión de cerámica adherida a estructura dentaria, después de utilizar diferentes modos de fotopolimerización. (Tesis de doctorado) Universidad Complutense de Madrid, 2004.
- Mallat CE. Parámetros de interés de las lámparas de polimerizar. Disponible en:http://clínicamallat.com/05_formacion/art_cien/odon_con/odc07.pdf
- Keogh T. Polimerización iniciada mediante luz: claros y oscuros de las nuevas técnicas. Ideas y trabajos odontoestomatológicos 2001; 2 (1): 29-37.
- Caldas DBM, JB Almeida, L-Correr Sobrinho, MAC Sinhoreti, Consani S. Influencia de la curación a distancia en la punta de resina compuesta número de dureza Knoop, utilizando tres diferentes unidades de fotocurado. Dent Oper de 2003. 28:315-20
- Correr Sobrinho L, Lima AA, Consani S, Sinhoreti MAC, JC Knowles. Influencia de la distancia punta de curado de los valores compuestos Knoop. Braz Dent J 2000;11:11-7.
- Unterbrink GL, Mussener R. Influence of light intensity on two restorative systems. J Dent 1995;23(3): 183-9
- Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. Compendium 1999 (Suppl.25);20:S4-S15.
- Friedman J, Hassan R. comparison study of visible curing lights and hardness of light-cured restorative materials. J Prosthet Dent 1984;52(4):504-6

- Versluis A., Tantbironj D.- "Theoretical considerations of contraction stress" Compendium 1999 (supl.25); 20: S15-S24-S32.
- Villaroel L, M., " Fotopolimerización de resinas compuestas y conceptos afines". 2003.<http://www.materialesdentales.cl/artcient/art01-sep03/>
- Kanca III J, Suh B. Pulse activation: Reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. Am J Dent 1999;12:107-12.
- Nagem Filho; Drumond H; Silveira P; Batista E; Lia R; Queiroz K. Volumetric polymerization shrinkage of contemporary composite resins. J. Appl. Oral Sci. vol.15 no.5 Bauru Sept./Oct. 2007
- Hoffmann N,Hugo B,Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. Eur J Oral Sci. 2002 Dec;110(6):471-9.
- Rovira M. Lámparas de fotopolimerización: Estadi actual. Rev Oper Dent Endod 2006;5:29
- Abalos C., Jiménez A., Hernández JM. Comportamiento de la intensidad de la luz de las lámparas halógenas y leds a través de la resina compuesta. DENTUM 2005;5(3):102-106
- Lanata E.J O y cols. Operatoria dental Estética y adhesión; 2003.
- Mondelli RFL, Castañeda-Espinosa JC, Franco EB. Avaliação das forças de contração geradas na polimerização segundo o tipo de resina composta e modo de at ivação. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 19., Águas de Lindóia, 2002. Anais. Águas de Lindóia, Ed. Científica, p.241, 2002.

- Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;11:E215-20.
- Christensen RP et al. Resin polymerization problems – are they caused by resin curing lights, resins formulations, or both? *Comp. Continuing Educ. Dent.*, v.20, p.42-54, Nov. 1999.
- Hofmann N, Hiltl O, Hugo B, Klaiber B. Guidance of shrinkage vectors vs irradiation at reduced intensity for improving marginal seal of class V resin-based composite restorations in vitro. *Oper Dent* 2002;27(5):510-5.
- Villarroel M, Ribeiro JP, Cavina D, Castañeda J, Mondelli R, Kossatz S, Gomes J. Evaluación de las Fuerzas de Contracción Generadas por una Resina Compuesta al Ser Polimerizada por Luz Halógena y a Base de LEDs. *Revista Dental Chilena* 2004; 95 (3):24-31
- Hammesfarh PD, O'connor MT, Wang X. Light-curing technology: past, present and future. *Comp Cont Educ Dent* 2002;23 (9 suppl1): 18-24
- Burtacher P. Fraguado con luz visible de las resinas composites. Report N°18 Agosto 2007
- Carpio I. lámparas de luz emitida por diodos (Tecnología LED) Artículo Marzo 2005. Disponible en <http://www.odontomarketing.com> (10.03.2005)
- Rodríguez E., Sandoval ML. Evaluación del grado de microfiltración coronal de restauraciones temporales frente a pruebas de termociclado y penetración de colorante. *Pub oficial Asociación de Odontología restauradora y Biomateriales Núcle – Guayas. Vol 6, No.2/2008.*

- Rodriguez, R. Resinas compuestas en el futuro. 2002. <http://www.odontologia-onlines.com/casos/part/RA/RA03/ra03.html>
- Braga R, Ferracane JL, Hilton TJ. Contraction stress of flowable composites and their efficacy as stress-relieving layers. J Am Dent Assoc 2003.
- Sepúlveda M. Análisis comparativo in vitro de la tensión diametral en restauraciones realizadas con resinas compuestas fotopolimerizadas con lámparas halógenas y lámparas L.E.D. (Tesis de posgrado) Universidad de Chile, 2005.
- J. Heredia Bonetti, S Rodriguez Sosa. Uso de la Clorhexidina en Endodoncia. RAOA / VOL. 93 / N° 3 / 245-248
- Souza L, Clavijoi N, Ampuro V, Brenda López y cols. Influencia de la fotopolimerización gradual en el estrés de contracción en restauraciones de resina compuesta. *Acta odontol. venez*, dic. 2008, vol.46, no.3, p.393-396. ISSN 0001-6365.
- Balandrano Pinal, F. Soluciones para irrigación en endodoncia: hipoclorito de sodio y gluconato de clorhexidina. Revista Científica Odontológica. CCDCR.Vol.3 No.1
- Torres M, Díaz M, Acosta A. La clorhexidina, bases estructurales y aplicaciones en la estomatología. Gaceta Médica Espirituana 2009; 11(1)
- Hannig M, Friedrichs C. Comparative in vivo and in vitro investigation of interfacial bond variability. Oper Dent 2001;26:3-11.
- Torrejon P., "Análisis de la brecha marginal generada en restauraciones de resina compuesta con dos patrones de fotopolimerización distintos". Trabajo

de investigación requisito para optar al título de cirujano dentista. Universidad de Chile Santiago 2003. pp: 19-21.

- Ulrich S y Ruppert M. La clorhexidina en odontología: aspectos generales, ISSN 0214-0985, Vol. 18, N°. 1, 2005 , págs. 12-23
- 3m ESPE. Elipar TM Free Light 2. Lámpara de fotopolimerización LED”. Perfil técnico del producto.2004.

11. ANEXOS

ANEXO 1 Tabla tiempos Termociclado

DURACION DE UN CICLO

37 GC	INTERV.	4 GC	INTERV.	57 GC	INTERV.
30 seg.	5 seg.	30 seg.	5 seg.	30 seg.	5 seg.
TOTAL CICLO:		105		Seg.	

TERMOCICLADO

1 HORA	34,29	CICLOS
--------	-------	--------

FECHA	No. HORAS	No. CICLOS	HORAS	OBSERVACIONES
03-08-11	7,33	251,45	07H33	REVISIONES, CABLES, FUENTE Y SENSORES
04-08-11	7,33	251,45	07H33	REVISIONES, CABLES, FUENTE Y SENSORES
05-08-11	7,33	251,45	07H33	REVISIONES, CABLES, FUENTE Y SENSORES
06-08-11	7,33	251,45	07H33	REVISIONES, CABLES, FUENTE Y SENSORES
07-08-11	6,17	211,45	06H17	REVISIONES, CABLES, FUENTE Y SENSORES
08-08-11	13,01	446,03	13H01	
09-08-11	13,31	456,42	13H31	
10-08-11	13,70	469,85	13H70	
11-08-11	12,13	416,00	12H13	
12-08-11	13,33	457,13	13H33	
13-08-11	13,12	450,00	13H12	
14-08-11	7,27	249,15	07H27	CAMBIO DE SENSORES
15-08-11	13,94	477,99	13H94	
16-08-11	13,50	463,00	13H50	
17-08-11	12,42	425,74	12H42	
18-08-11	12,87	441,45	12H87	
19-08-11	9,93	340,61	09H93	CAMBIO DE SENSORES
20-08-11	12,41	425,44	12H41	
21-08-11	12,61	432,44	12H61	
22-08-11	MANTENIMIENTO GENERAL			CAMBIO DE MOTOR DEL BRAZO Y SENSORES
23-08-11	16,64	570,74	16H64	
24-08-11	16,22	556,13	16H22	
25-08-11	16,04	550,00	16H04	
26-08-11	17,50	600,00	17H50	
27-08-11	16,91	580,00	16H91	
TOTAL CICLOS		10.025,36		
No. DIAS		24,00		
No. HORAS		292,37		

Tabla 25. Tabla de tiempos de termociclado

ANEXO 2
Tablas mediciones (mm) de microfiltración

MICROFILTRACIÓN	IZQUIERDO		DERECHO	
	OCCLUSAL	CERVICAL	OCCLUSAL	CERVICAL
DIENTE 1	0mm	2mm	0mm	2mm
DIENTE 2	0mm	3mm	0mm	3mm
DIENTE 3	2mm	0mm	0mm	2mm
DIENTE 4	2mm	0mm	0mm	0mm

Tabla 26. Medición en mm de microfiltración en restauraciones con HCL fotopolimerizados con VALO

MICROFILTRACIÓN	IZQUIERDO		DERECHO	
	OCCLUSAL	CERVICAL	OCCLUSAL	CERVICAL
DIENTE 1	0mm	3mm	0mm	3mm
DIENTE 2	0mm	2mm	2mm	3mm
DIENTE 3	0mm	0mm	0mm	4mm
DIENTE 4	0mm	4mm	0mm	4mm

Tabla 27. Medición en mm de microfiltración en restauraciones con clorhexidina fotopolimerizados con VALO

MICROFILTRACIÓN	IZQUIERDA		DERECHA	
	OCCLUSAL	CERVICAL	OCCLUSAL	CERVICAL
DIENTE 1	0mm	1,5mm	2mm	2mm
DIENTE 2	0,5mm	4mm	0mm	2mm
DIENTE 3	0mm	0mm	0mm	1mm
DIENTE 4	0mm	0mm	0mm	4mm

Tabla 28. Medición en mm de microfiltración en restauraciones con HCL fotopolimerizados con BLUEPHASE

MICROFILTRACIÓN	IZQUIERDA		DERECHA	
	OCCLUSAL	CERVICAL	OCCLUSAL	CERVICAL
DIENTE 1	0mm	0mm	1mm	3mm
DIENTE 2	0mm	4mm	1mm	4mm
DIENTE 3	1mm	4mm	0mm	0mm
DIENTE 4	0mm	4mm	1mm	1mm

Tabla 29. Medición en mm de microfiltración en restauraciones con HCL clorhexidina con BLUEPHASE

MICROFILTRACIÓN	IZQUIERDA		DERECHA	
	OCLUSAL	CERVICAL	OCLUSAL	CERVICAL
DIENTE 1	1mm	4mm	1mm	0mm
DIENTE 2	0mm	2mm	2mm	4mm
DIENTE 3	1mm	3mm	4mm	4mm
DIENTE 4	0mm	4mm	0mm	4mm

Tabla 30. Medición en mm de microfiltración en restauraciones con HCL fotopolimerizados con LITEX 680A

MICROFILTRACIÓN	IZQUIERDA		DERECHA	
	OCLUSAL	CERVICAL	OCLUSAL	CERVICAL
DIENTE 1	0mm	4mm	0mm	2mm
DIENTE 2	0mm	0mm	0mm	1mm
DIENTE 3	0mm	2mm	4mm	4mm
DIENTE 4	0mm	0mm	0mm	0mm

Tabla 31. Medición en mm de microfiltración en restauraciones con HCL clorhexidina con LITEX 680A

MICROFILTRACIÓN	IZQUIERDA		DERECHA	
	OCLUSAL	CERVICAL	OCLUSAL	CERVICAL
DIENTE 1	1mm	2mm	1mm	1,5mm
DIENTE 2	0mm	0mm	1mm	0mm
DIENTE 3	0mm	0mm	0mm	1mm
DIENTE 4	3mm	0mm	2mm	0mm

Tabla 32. Medición en mm de microfiltración en restauraciones con HCL fotopolimerizados con VALO, termocicladadas

MICROFILTRACIÓN	IZQUIERDA		DERECHA	
	OCLUSAL	CERVICAL	OCLUSAL	CERVICAL
DIENTE 1	2mm	3,5mm	2mm	3,5mm
DIENTE 2	0,5mm	3mm	0mm	2mm
DIENTE 3	1mm	4mm	1mm	3mm
DIENTE 4	2mm	4mm	1mm	3mm

Tabla 33. Medición en mm de microfiltración en restauraciones con clorhexidina fotopolimerizados con VALO, termocicladadas

MICROFILTRACIÓN	IZQUIERDA		DERECHA	
	OCCLUSAL	CERVICAL	OCCLUSAL	CERVICAL
DIENTE 1	1mm	1,5mm	0mm	1mm
DIENTE 2	0,5mm	0,5mm	3mm	0,5mm
DIENTE 3	1mm	1mm	0,5mm	1mm
DIENTE 4	2mm	0.5mm	1,75mm	0mm

Tabla 34. Medición en mm de microfiliación en restauraciones con HCL fotopolimerizados con BLUEPHASE, termociclados.

MICROLITRACIÓN	IZQUIERDA		DERECHA	
	OCCLUSAL	CERVICAL	OCCLUSAL	CERVICAL
DIENTE 1	0mm	2mm	0mm	0mm
DIENTE 2	0mm	3mm	0,5mm	2mm
DIENTE 3	0mm	3mm	0mm	0mm
DIENTE 4	0mm	2mm	0mm	1,5mm

Tabla 35. Medición en mm de microfiliación en restauraciones con clorhexidina fotopolimerizados con BLUEPHASE, termociclados.

MICROFILTRACIÓN	IZQUIERDA		DERECHA	
	OCCLUSAL	CERVICAL	OCCLUSAL	CERVICAL
DIENTE 1	0,5mm	1,5mm	0,5mm	0,5mm
DIENTE 2	0,5mm	0mm	0mm	1mm
DIENTE 3	0mm	0mm	0,5mm	0mm
DIENTE 4	0,5mm	0,5mm	0,5mm	0,5mm

Tabla 36. Medición en mm de microfiliación en restauraciones con HCL fotopolimerizados con LITEX 680A, termocicladadas.

MICROFILTRACIÓN	IZQUIERDA		DERECHA	
	OCCLUSAL	CERVICAL	OCCLUSAL	CERVICAL
DIENTE 1	0mm	3mm	0,5mm	2mm
DIENTE 2	0mm	3mm	0mm	2mm
DIENTE 3	0,5mm	0mm	0,5mm	4,5mm
DIENTE 4	0mm	1,5mm	0,5mm	4,5mm

Tabla 37. Medición en mm de microfiliación en restauraciones con clorhexidina fotopolimerizados con LITEX 680A, termocicladadas.

ANEXO 3

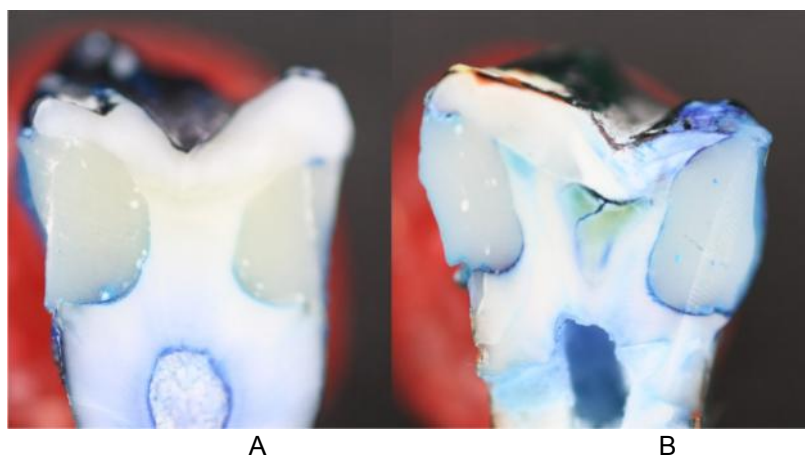


Fig 34. Muestras con HCL (A) y clorhexidina (B). Fotopolimerizadas con lámpara Valo.

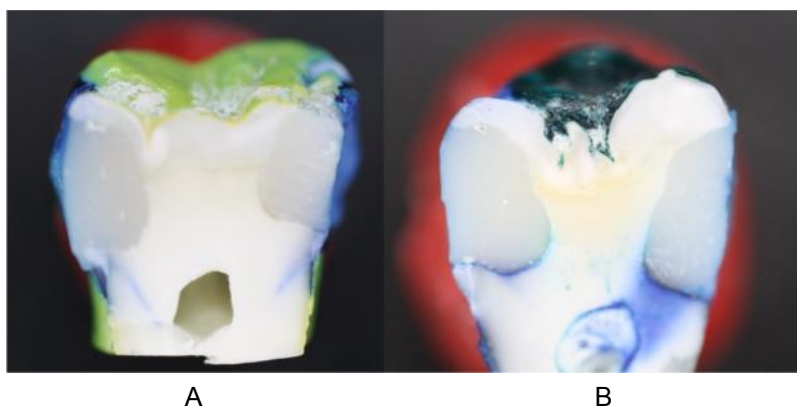


Fig 35. Muestras con HCL (A) y clorhexidina (B). Fotopolimerizadas con lámpara Bluephase.

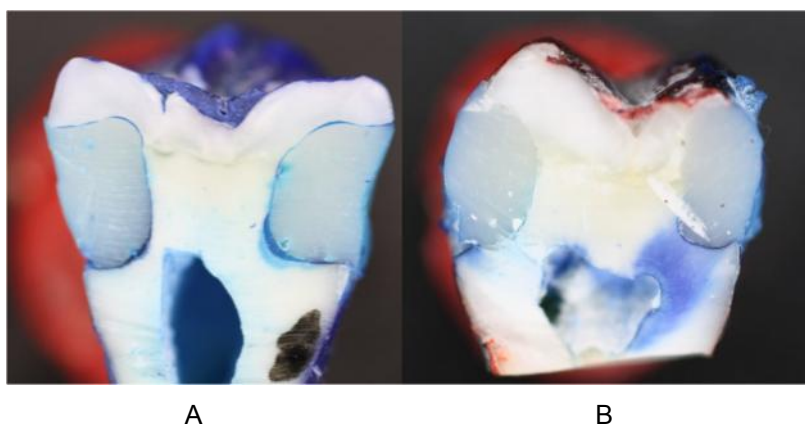


Fig 36. Muestras con HCL (A) y clorhexidina (B). Fotopolimerizadas con lámpara Litex 680A.

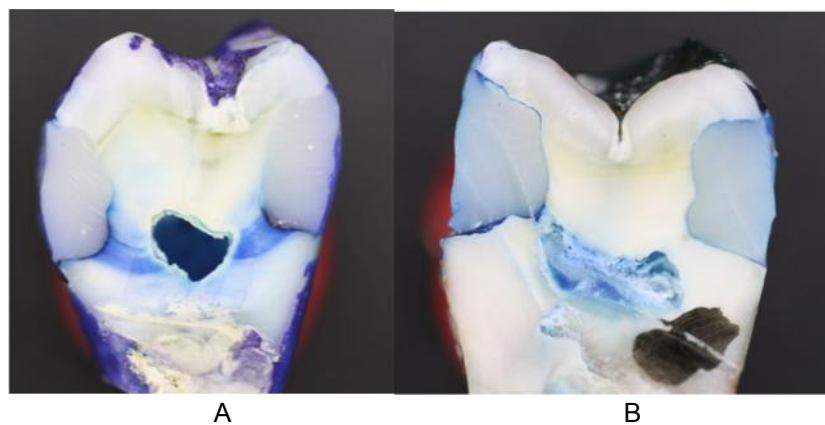


Fig 37. Muestras con HCL (A) y clorhexidina (B). Fotopolimerizadas con lámpara Valo. Termocicladas

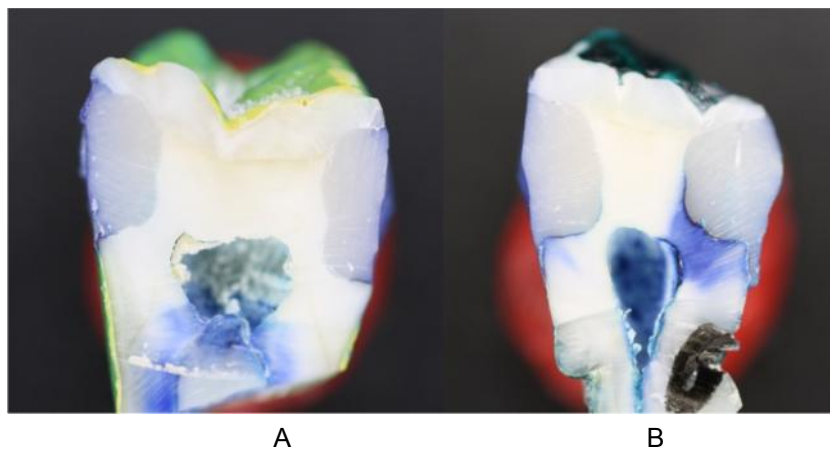


Fig 38. Muestras con HCL (A) y clorhexidina (B). Fotopolimerizadas con lámpara Bluephase. Termocicladas

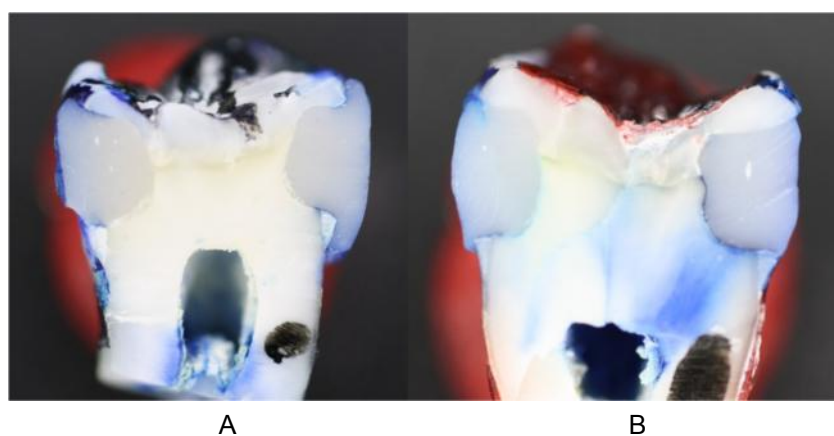


Fig 39. Muestras con HCL (A) y clorhexidina (B). Fotopolimerizadas con lámpara Litex 680A. Termocicladas